

# **Estudo Comparativo entre Criança com e sem Joelhos Valgos Praticantes de Hóquei em Patins utilizando diferentes Sistemas de Análise**

**Nuno Miguel de Jesus Oliveira**

“Dissertação apresentada no Instituto Superior de Engenharia do Porto para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia de Computação e Instrumentação Médica”

Orientador: Prof. Doutora Arcelina Marques (Prof. Adjunto - ISEP)

Co-orientador: Prof. Doutor Mário Vaz (Prof. Associado com agregação - FEUP)

**Outubro de 2012**



## ***AGRADECIMENTOS***

---

Este trabalho contou com a preciosa colaboração de várias pessoas que, com dedicação, disponibilidade e conhecimento, prestaram um contributo fundamental à sua realização. Foi um trabalho enriquecedor e de equipa que cujos elementos pretendemos destacar e agradecer.

Gostaria de agradecer a todos aqueles que de uma forma direta ou indireta contribuíram para a conclusão da minha tese, proporcionando momentos de satisfação e orgulho.

Gostaria de agradecer em particular à Professora Doutora Arcelina Marques pela brilhante orientação que me proporcionou em todas as fases do presente estudo.

Ao Professor Doutor Rubim Santos, agradecer por ter disponibilizado as instalações e todos os equipamentos necessários para a recolha e realização do presente estudo.

Ao professor Doutor Mário Vaz pela ajuda na articulação com os participantes do estudo e pela orientação prestada.

*A todos um Muito Obrigado.*



## RESUMO

---

*O presente estudo tem como objetivo comparar experimentalmente duas crianças praticantes de Hóquei em Patins, uma normal e uma com a patologia dos joelhos valgos, avaliando qualitativamente as diferenças posturais, estáticas e dinâmicas, decorrentes da utilização dos patins específicos desta modalidade, através do sistema de análise da Força de Reação do Solo (FRS), de Eletromiografia (EMG), de captura de movimento, e de modelação e simulação.*

*Para atingir o objetivo definiu-se um protocolo de ensaios com as seguintes tarefas: repouso com e sem patins, marcha, corrida, deslizar com os dois pés apoiados e deslizar com o pé esquerdo levantado. No repouso avaliou-se a variação do ponto de aplicação da FRS da criança normal e patológica, com e sem patins. Ainda na tarefa de repouso avaliou-se também as componentes médio-lateral, antero-posterior individualmente e a componente vertical da FRS, juntamente com a atividade muscular dos músculos Gastrocnémio Medial (GM), Recto Femoral (RF), Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL), Bicípete Femoral (BF), Semitendinoso (ST), Tensor da Fascia Lata (TFL), Gastrocnémio Lateral (GL), de forma a comparar os valores de intensidade de FRS e da atividade muscular dos diferentes instantes de tempo desta tarefa. Para as restantes tarefas apenas se avaliou individualmente as componentes médio-lateral e antero-posterior da FRS e a componente vertical da FRS juntamente com a atividade muscular dos referidos músculos, salientando as diferenças evidentes entre as curvas da criança normal e as curvas da criança patológica durante os diferentes instantes do movimento. Todas as tarefas referidas, exceto a tarefa de repouso com patins, foram ainda simuladas recorrendo a modelos músculo-esqueléticos. A partir destas simulações do movimento obtiveram-se os ângulos articulares e efetuou-se a respetiva análise. No final dos resultados obtidos apresentou-se uma tabela de resumo com o cálculo dos coeficientes de variação de cada grandeza, exceto nos gráficos da posição no espaço da FRS, onde se constatou que existe uma grande variabilidade inter-indivíduo em cada tarefa.*

*A análise dos resultados de cada tarefa permite concluir que a utilização de patins pode trazer uma maior ativação muscular para a criança patológica, embora se verifique instabilidade articular. Apesar dessa instabilidade pode-se inferir que, uma maior ativação muscular decorrente da utilização de patins, tal como acontece na prática do hóquei em patins, pode trazer uma melhoria, a longo prazo, na estabilidade da articulação do joelho e na sustentação corporal, proporcionada pelo fortalecimento muscular.*



## **ABSTRACT**

---

*This study aims at comparing experimentally two children Rink Hockey practitioners, one normal and one with the pathology of knee valgus, qualitatively evaluating the postural differences, static and dynamic, arising from the use of skates specific to this modality. For this purpose several systems were used, namely, the system analysis of Ground Reaction Force (GRF), Electromyography (EMG), motion capture and, modeling and simulation.*

*To achieve the goal, a protocol of trials was defined with the following tasks: rest with and without roller skates, gait, running, slide with both feet and slide with the left foot raised. For resting the GRF position in space was evaluated for both children, normal and pathologic, with and without roller skates. In this rest task, it was also evaluated the individually components anterior-posterior, medial-lateral and the vertical component of the GRF with the muscular activity of the muscles Gastrocnemius Medialis (GM), Rectus Femoris (RF), Vastus Medialis (VM), Vastus Lateralis (VL), Biceps Femoris (BF), Semitendinosus (ST), Tensor Fasciae Latae (TFL), Gastrocnemius Lateralis (GL), in order to compare the intensity values of GRF and muscle activity in different time instants for this task. For the remaining tasks, the individual GRF components, anterior-posterior, medial-lateral and vertical component were assessed as well as the muscular activity of the referred muscles, by stressing the obvious differences between the curves of normal and the pathological child during different instances of the movement. All these tasks, except the task at rest with skates, were still simulated using musculoskeletal models. With these simulations the joint angles were obtained and the respective analysis was performed. At the end of the presented results, a summary table with the calculation of the variation coefficients for each physical quantity, except in the graphs of the GRF position in space, since there was a large inter-subject variability in each task.*

*The results of each task allowed concluding that use of roller skates can bring greater muscle activation for the pathologic child, whilst there was joint instability. Despite this instability, it can be inferred that greater muscle activation resulting from the use of roller skates, such as during Rink Hockey practice, can bring a long-term improvement in the stability of the knee joint and body support, afforded by muscle strengthening.*





# Índice

1.	Introdução .....	1
1.1	Enquadramento.....	1
1.2	Motivação e Objetivo .....	2
1.3	Metodologia Adotada .....	2
1.4	Estrutura Organizativa.....	3
2.	Suporte, Movimento e deformidades do Membro Inferior.....	5
2.1	Introdução .....	5
2.2	Músculos da Perna e Coxa .....	5
2.3	Articulação do Joelho .....	8
2.4	Evolução natural clínica das deformidades nos membros inferiores .....	11
2.5	Métodos de Avaliação do joelho Valgo.....	13
2.6	Métodos de Tratamento do joelho valgo .....	17
3.	Hóquei patins .....	21
3.1	Introdução.....	21
3.2	Equilíbrio postural e muscular em Crianças Praticantes de Hóquei patins. ....	22
4.	Técnicas e Instrumentos .....	25
4.1	Plataforma de Forças .....	25
4.1.1	Introdução .....	25
4.1.2	Constituição da Plataforma de forças .....	26
4.1.3	Aquisição, Normalização e Filtragem do Sinal .....	27
4.1.4	Avaliação Postural .....	28
4.2	Electromiografia .....	30
4.2.1	Introdução .....	30
4.2.2	Aquisição do sinal.....	31
4.2.3	Processamento do sinal .....	39
4.3	Captura de Movimento .....	45
4.3.1	Introdução .....	45
4.3.2	Tipos de marcadores .....	46
4.3.3	Colocação dos marcadores .....	48
4.3.4	Representação dos Marcadores pelo sistema .....	52
4.4	Modelação e Simulação .....	54
4.4.1	Introdução .....	54

4.4.2	Fluxo de trabalho .....	55
4.4.3	Capacidades Aplicacionais.....	56
5.	Materiais e Métodos .....	61
5.1	Caracterização da amostra.....	61
5.2	Tarefas.....	61
5.3	Equipamentos, Procedimentos e Protocolos de Recolha .....	62
5.4	Sincronização do sistema de captura de movimento .....	64
5.5	Processamento dos dados .....	66
6.	Resultados e Discussão .....	69
6.1	FRS e EMG .....	69
6.1.1	Repouso.....	69
6.1.2	Marcha .....	80
6.1.3	Corrida .....	84
6.1.4	Deslizar com os dois pés.....	89
6.1.5	Deslizar com o pé esquerdo levantado .....	92
6.2	Modelação e Simulação .....	95
6.3	Coeficientes de variação .....	99
7.	Conclusões.....	101
8.	Perspetivas Futuras .....	105
	Bibliografia .....	107
	Anexo A .....	119
	Anexo B .....	121
	Anexo C .....	123

## Índice de Figuras

Figura 1 – Músculos a) anteriores e b) posteriores da Coxa [17].....	7
Figura 2 – Músculos a) anteriores e b)posteriores da perna [17].....	7
Figura 3 - Anatomia superficial, músculos do membro inferior [17]. ....	8
Figura 4 – Representação a) anterior e b) posterior superficial da articulação do joelho direito [17]. ....	9
Figura 5 - Representação a) anterior e b) posterior profunda da articulação do joelho direito [17]. ....	9
Figura 6 - Desenvolvimento do ângulo tibiofemoral durante o crescimento (adaptado de [12]). ....	12
Figura 7 – Orientação do Eixo mecânico no plano frontal (adaptado de [51]).....	14
Figura 8 – Desvio do eixo mecânico (DEM) em valgo (adaptado de [33] [36]).....	15
Figura 9 – Representação a)Teleradiográfica e b)esquemática do ângulo ( $\alpha$ ) FT do joelho valgo direito e c)ângulo FT do joelho normal direito (adaptado de [51] [53]).....	16
Figura 10 – Avaliação da distância intermaleolar (adaptado de [173]. ....	17
Figura 11 – Plataforma de forças (PF) retangular que mostra a superfície superior e inferior (adaptado de [152]). ....	27
Figura 12 – Representação esquemática do sistema de aquisição e processamento do sinal das plataformas de forças. ....	27
Figura 13 – Representação do ponto de aplicação da força $\vec{F}$ e da camada de revestimento com espessura h, na superfície da PF (adaptado de [152]). ....	29
Figura 14 – Elétrodo de superfície de Cloreto de Prata (adaptado de [96]).....	32
Figura 15 – Circuito equivalente da interface completa do elétrodo/pele (adaptado de [96]).	32
Figura 16 – Configuração a) monopolar e b) bipolar (adaptado de [170]). ....	33
Figura 17 – Esquema representativo de um amplificador diferencial, onde o sinal EMG é representado por "m" e o sinal de ruído por "n". (adaptado de [169]).....	33
Figura 18 – Esquema de um elétrodo ativo (adaptado de [172]). ....	34
Figura 19 - Medidor de impedância da Noraxon e o elétrodo de teste (adaptado de [104]). ...	35
Figura 20 – Posições anatômicas para colocação dos elétrodos em a) vista frontal e b) vista dorsal nos Membros inferiores (adaptado de [106]).....	36
Figura 21 – Distância entre as superfícies de detecção de um elétrodo (adaptado de [97]).....	37
Figura 22 - Espectro de frequência (FFT) de um sinal de EMGs com a maior parte da destruição de frequências a situar-se entre 20 e 250 Hz (adaptado de [106]).....	38
Figura 23 – Espectro de frequência (FFT) de um sinal de EMGs contaminado com um pico de frequência proveniente de interferências eletromagnéticas localizado nos 50 Hz (adaptado de [106]). ....	39
Figura 24 – a) Sinal de EMG em bruto e b) o mesmo sinal de EMG retificado (adaptado de [106]). ....	41
Figura 25 – Sinal de EMG em bruto, retificado, suavizado com “ <i>moving average</i> ” de 10 amostras e suavizado com “ <i>linear Envelope</i> ” com um filtro passa-baixo de 10 Hz (adaptado de [93]). ....	42
Figura 26 – Esquema de visualização de coordenadas 2D para o cálculo das coordenadas 3D (adaptado de [131]). ....	45
Figura 27 – a) Marcadores ativos e b) passivos [131]. ....	46

Figura 28 – Esquema representativo dos marcadores de calibração e dos marcadores de captura do movimento (“clusters”) [139]. .....	50
Figura 29 – Representação do “Clusters” construídos no CEMAH. ....	51
Figura 30 – Protocolo de colocação dos marcadores segundo Helen Hayes modificado a) vista frontal e b) vista dorsal (adaptado de [134]). ....	52
Figura 31 – Representação esquemática da a) estrutura de referência e da b) vareta [131]. ...	53
Figura 32 – Representação esquemática dos passos para representação de coordenadas 3D de um sistema ótico de infravermelhos com marcadores passivos (adaptado de [144]). ....	53
Figura 33 – Diferentes etapas para gerar uma simulação da atividade muscular dos movimentos do sujeito (adaptado de [147]). ....	55
Figura 34 – Representação dos diferentes modelos das estruturas músculo-esqueléticas, incluído, membro inferior, membro superior, coluna cervical, e corpo completo que podem ser visualizados e analisados no “OpenSim” [145]. ....	57
Figura 35 – Marcadores virtuais e marcadores experimentais. As posições dos marcadores experimentais (azul escuro) são medidas com um equipamento de captura de movimento e os marcadores virtuais (vermelho claro) são introduzidos manualmente no modelo ou através da leitura de um ficheiro [145]. ....	57
Figura 36 - Esquema de ligação do sistema de sincronização dos diferentes equipamentos. ...	65
Figura 37 – Transformação dos eixos do referencial do QTM para um referencial do “OpenSim”. ....	66
Figura 38 – Representação da posição no espaço (3D) do vetor da FRS da tarefa de repouso sem patins da criança normal. ....	69
Figura 39 – Representação da posição no espaço (3D) do vetor da FRS da tarefa de repouso com patins da criança normal. ....	70
Figura 40 – Representação da posição no espaço (3D) do vetor da FRS da tarefa de repouso sem patins da criança patológica. ....	70
Figura 41 – Representação da posição no espaço (3D) do vetor da FRS da tarefa de repouso com patins da criança patológica. ....	71
Figura 42 – Força de Reação ao Solo médio-lateral e antero-posterior da tarefa de repouso sem patins da criança Normal e Patológica. ....	72
Figura 43 – Força de Reação ao Solo médio-lateral e antero-posterior da tarefa de repouso com patins da criança Normal e Patológica. ....	73
Figura 44 – Representação da EMG da criança normal e patologia dos músculos, Gastrocnémio Medial (GM), Recto Femoral (RF), Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL), Bicípete Femoral (BF), Semitendinoso (ST), Tensor da Fascia Lata (TFL), Gastrocnémio Lateral (GL) e da força de reação ao solo vertical (FRS vertical - Fz) da tarefa de repouso sem Patins. ....	76
Figura 45 – Representação da EMG da criança normal e patológica dos músculos, Gastrocnémio Medial (GM), Recto Femoral (RF), Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL), Bicípete Femoral (BF), Semitendinoso (ST), Tensor da Fascia Lata (TFL), Gastrocnémio Lateral (GL) e da força de reação ao solo vertical (FRS vertical - Fz) da tarefa de repouso com Patins. ....	77
Figura 46 – Representação da EMG da criança Normal dos músculos, Gastrocnémio Medial (GM), Recto Femoral (RF), Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL), Bicípete Femoral (BF), Semitendinoso (ST), Tensor da Fascia Lata (TFL), Gastrocnémio Lateral (GL) e da força de reação ao solo vertical (FRS vertical - Fz) da tarefa de repouso com e sem Patins. ....	78

Figura 47 – Representação da EMG da criança patológica dos músculos, Gastrocnémio Medial (GM), Recto Femoral (RF), Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL), Bicípete Femoral (BF), Semitendinoso (ST), Tensor da Fascia Lata (TFL), Gastrocnémio Lateral (GL) e da força de reação ao solo vertical (FRS vertical - Fz) da tarefa de repouso com e sem Patins. ....	79
Figura 48 – Força de Reação ao Solo médio-lateral e antero-posterior do movimento de marcha da criança Normal e Patológica.....	81
Figura 49 – Representação da EMG da criança normal e patológica dos músculos, Gastrocnémio Medial (GM), Recto Femoral (RF), Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL), Bicípete Femoral (BF), Semitendinoso (ST), Tensor da Fascia Lata (TFL), Gastrocnémio Lateral (GL) e da força de reação ao solo vertical (FRS vertical - Fz) do movimento de marcha. ....	85
Figura 50 – Força de Reação ao Solo médio-lateral e antero-posterior do movimento de corrida da criança Normal e Patológica.....	86
Figura 51 – Representação da EMG da criança normal e patológica dos músculos, Gastrocnémio Medial (GM), Recto Femoral (RF), Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL), Bicípete Femoral (BF), Semitendinoso (ST), Tensor da Fascia Lata (TFL), Gastrocnémio Lateral (GL) e da força de reação ao solo vertical (FRS vertical - Fz) do movimento de corrida. ....	88
Figura 52 – Força de Reação ao Solo médio-lateral e antero-posterior do movimento de deslizar do pé direito sobre as duas PF, com o pé esquerdo a deslizar paralelamente ao direito fora das PF, da criança Normal e Patológica. ....	90
Figura 53 – Representação da EMG da criança normal e patológica dos músculos, Gastrocnémio Medial (GM), Recto Femoral (RF), Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL), Bicípete Femoral (BF), Semitendinoso (ST), Tensor da Fascia Lata (TFL), Gastrocnémio Lateral (GL) e da força de reação ao solo vertical (FRS vertical - Fz) do movimento de deslizar do pé direito sobre as duas PF, com o pé esquerdo a deslizar paralelamente ao direito fora das PF. ....	91
Figura 54 – Força de Reação ao Solo médio-lateral e antero-posterior do movimento com patins, com o pé esquerdo levantado e o pé direito a deslizar nas plataformas de força, da criança Normal e Patológica.....	93
Figura 55 – Representação da EMG da criança normal e patológica dos músculos, Gastrocnémio Medial (GM), Recto Femoral (RF), Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL), Bicípete Femoral (BF), Semitendinoso (ST), Tensor da Fascia Lata (TFL), Gastrocnémio Lateral (GL) e da força de reação ao solo vertical (FRS vertical - Fz) do movimento com patins, com o pé esquerdo levantado e o pé direito a deslizar em cima das PF. ....	94
Figura 56 – Representação do ângulo Articular do joelho direito da criança normal e patológica da tarefa de repouso sem patins retirado da cinemática inversa do “OpenSim” .....	95
Figura 57 – Representação do ângulo Articular do joelho direito da criança normal e patológica do movimento de marcha retirado da cinemática inversa do “OpenSim” .....	96
Figura 58 – Representação do ângulo Articular do joelho direito da criança normal e patológica do movimento de corrida retirado da cinemática inversa do “OpenSim” .....	97
Figura 59 – Representação do ângulo Articular do joelho direito da criança normal e patológica do movimento de deslizar do pé direito sobre as duas PF, com o pé esquerdo a deslizar paralelamente ao direito fora das PF, retirado da cinemática inversa do “OpenSim” .....	97
Figura 60 – Representação do ângulo Articular do joelho direito da criança normal e patológica do movimento com patins, com o pé esquerdo levantado e o pé direito a deslizar em cima das PF, retirado da cinemática inversa do “OpenSim” .....	98



## Índice de Tabelas

Tabela 1 – Principais músculos superficiais da coxa e perna, responsáveis pelo movimento do joelho e as suas respectivas ações [29]. .....	11
Tabela 2 – Classificação da distância intermaleolar (DIM) [11] [52].....	17
Tabela 3 – Identificação dos níveis de impedância do Medidor (adaptado de [104]).....	36
Tabela 4 – Resumo dos resultados do cálculo do CV. ....	99
Tabela 5 – Número de marcadores, condições e objetivos dos ensaios da criança Normal e Patológica sem e com patins.....	123





## Lista de Abreviaturas e Siglas

AJT – Ângulo anca Joelho-tornozelo

BF – Bicipite Femoral

BF – Bicipite femoral

CP – centro de pressão

DEM – Desvio do Eixo Mecânico

DIM – Distância intermaleolar

EMG – Electromiografia;

EMGp – Electromiografia de profundidade

EMGs – Electromiografia de superfície;

FRS – Força de reação ao solo;

FT – Ângulo femoro-tibial

$F_x$  – Componente Médio-Lateral da força de reação ao solo;

$F_y$  – Componente antero-posterior da força de reação ao solo.

$F_z$  – Componente vertical da força de reação ao solo;

GL – Gastrocnémio lateral

GM – Gastrocnémio medial

iEMG – valor do integral de EMG

PC – Peso Corporal

PF – Plataforma de forças

QTM – “Qualisys Track Manager”;

RF – Recto Femoral

RM – Ressonância magnética

RMS – “Root Mean Square” ou Raiz quadrática média do sinal EMG

RX – Raio-X

SENIAM – “Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles”

ST – Semitendinoso

TC – Tomografia Computorizada

TFL – Tensor da Fascia Lata

VAM – Valor absoluto médio do sinal EMG

VL – vasto Lateral

VM – Vasto Medial



## 1. Introdução

### 1.1 Enquadramento

A deformidade dos joelhos valgos em Portugal tem vindo a ser estudada desde 1898, com uma tese inaugural de Joaquim D'Oliveira, onde nos mostra um caso clínico de um indivíduo de 22 anos, tratado cirurgicamente [1].

Mais recentemente, em 2009, foi publicado um artigo de patologia ortopédica infantil referindo que os desvios axiais dos membros inferiores são um problema comum e que induz muitos pedidos de consulta em Ortopedia, quer a pedido dos pais, quer a pedido dos médicos de família. No entanto, cerca de 20% das crianças apresentam uma deformidade fisiológica nos membros inferiores, durante o seu crescimento, que não necessita de tratamento [2], pois a maioria delas corrige-se espontaneamente [3][4][5][6] [7][8] [9][10]. A distinção entre joelho valgo fisiológico e joelho valgo patológico tem por base a teoria da evolução natural clínica das deformidades nos membros inferiores descrita no ponto 2.4 deste capítulo, tornando-se fundamental a compreensão desta teoria para uma posterior avaliação e tratamento. A deformação do joelho valgo patológico existe quando os joelhos se aproximam da linha média e as pernas ficam divergentes, com um exagerado afastamento dos tornozelos a partir dos seis, sete anos de idade [11][12].

Um método de tratamento conservador possível seria o treino intenso e repetitivo de uma modalidade desportiva que proporciona-se a hipertrofia muscular e a diminuição da flexibilidade, causando desequilíbrio entre a musculatura agonista e antagonista, favorecendo a instalação de alterações posturais. Uma possível modalidade desportiva capaz de modificar o equilíbrio postural motivado pela base de apoio ser móvel e reduzida, modificando a propulsão devido à supressão dos reflexos da marcha e ainda devido ao facto dos impulsos serem feitos fora do eixo de deslocamento [13], seria o hóquei patins.

Portanto, a realização de uma análise comparativa da capacidade de coordenação muscular e do desenvolvimento do equilíbrio postural de duas crianças praticantes de Hóquei em Patins, com e sem joelhos valgos, pode ser fundamental para a validação qualitativa de alguns profissionais de saúde desta área, aconselharem a prática deste desporto no tratamento da patologia dos joelhos valgos. Para isso, é necessário utilizar diferentes sistemas de análise, que nos permita adquirir, tratar e comparar dados de forma instrumentada

provenientes de diferentes movimentos realizados durante a prática do hóquei em patins e da locomoção humana.

## 1.2 Motivação e Objetivo

A investigação da relação existente entre o hóquei em patins, a ativação muscular, a intensidade das forças e a modelação e simulação de diferentes movimentos de uma criança, com e sem joelhos valgos, praticante desta modalidade desportiva, é motivada pelo facto do hóquei patins ser caracterizado como uma atividade desportiva que tem por base a patinagem que permite ao individuo um desenvolvimento do equilíbrio postural sobre os patins.

No entanto, o equilíbrio postural durante a patinagem apresenta os mesmos problemas de equilíbrio que um indivíduo enfrenta durante a marcha, mas com uma área de base de sustentação relativamente pequena, um centro de gravidade relativamente alto e com forças variáveis a atuarem sobre o corpo, com constantes modificações de intensidade e direção [14]. Por outro lado, a coordenação muscular durante a patinagem é consideravelmente diferente de outras técnicas de locomoção humana e a alteração da posição do tronco e da posição da articulação do joelho, consequentemente altera a sua ação muscular [15].

Pretende-se assim, realizar uma avaliação comparativa das diferenças posturais, estáticas e dinâmicas, decorrentes da utilização dos patins específicos desta modalidade, através de sistemas de análise da força de reação no solo, da atividade muscular e de captura de movimento com o objetivo de verificar experimentalmente as contribuições da prática do hóquei em patins na locomoção da criança normal e da criança que apresenta a patologia dos joelhos valgos, visando a reestruturação postural e o equilíbrio das cadeias musculares envolvidas. Desta forma pretende-se contribuir, para que alguns profissionais de saúde, aconselhem a prática deste desporto no tratamento da patologia de joelho valgo.

## 1.3 Metodologia Adotada

A metodologia adotada para atingir o objetivo proposto consistiu numa primeira fase, na pesquisa bibliográfica sobre o membro inferior, nomeadamente, do seu suporte, movimento e deformidades, bem como uma breve descrição da modalidade desportiva em vista. Numa segunda fase, caracterizou-se a amostra das crianças disponíveis para este estudo

e procedeu-se à articulação com os seus responsáveis sobre a ida ao Laboratório para se efetuar a recolha dos dados.

Numa terceira fase, definiu-se o protocolo de ensaios de acordo com os objetivos que se pretendeu alcançar, descrito no Anexo C. O laboratório foi preparado com a montagem, configuração e sincronização do equipamento de Electromiografia (EMG), de captura de movimento e das duas plataformas de forças de acordo com o protocolo de recolha definido.

Numa quarta fase e após a recolha dos dados, procedeu-se ao seu processamento de acordo com o tipo de dados recolhidos de cada equipa, com vista à posterior análise das forças de reação ao solo, da atividade muscular e dos dados de cinemática. Os dados de cinemática foram integrados e, posteriormente, simulados em “*OpenSim*”, recorrendo ao modelo músculo-esquelético disponível e mais adequado, para se obter os ângulos articulares.

Por fim, avaliou-se qualitativa e quantitativamente os dados das diferentes tarefas de ensaio, por forma a concluir se a prática de hóquei em patins, para crianças em fase de crescimento, poderá ser uma metodologia de fortalecimento da articulação do joelho e potenciar o crescimento normal da criança.

## 1.4 Estrutura Organizativa

O presente estudo encontra-se dividido ao longo de oito capítulos, incluindo este com um enquadramento do tema em estudo.

O capítulo 2 descreve a anatomia do membro inferior, apresenta os músculos da perna e coxa, explica a evolução natural clínica das deformidades nos membros inferiores que permite distinguir o joelho valgo fisiológico do joelho valgo patológico, e refere quais os métodos de avaliação e tratamento dos joelhos valgos.

No capítulo 3, faz-se uma breve introdução ao hóquei em patins e à influência que esta modalidade pode ter na reestruturação postural e no equilíbrio das cadeias musculares envolvidas.

O capítulo 4 refere os sistemas de análise utilizados na recolha dos dados experimentais, apresentando os seus instrumentos e as técnicas utilizadas por cada sistema para aquisição e processamento dos dados.

O capítulo 5 explica detalhadamente a metodologia adotada para atingir o objetivo proposto, caracterizando, em primeiro lugar a amostra, seguida das características e dos equipamentos utilizados, acrescida dos procedimentos e dos protocolos utilizados durante a

recolha. Por fim, explica-se as técnicas de processamento utilizadas nos diferentes tipos de dados obtidos.

No capítulo 6 são apresentados os resultados experimentais processados, bem como a sua discussão. A ordem de apresentação dos resultados são referentes, em primeiro lugar, às componentes da FRS e a atividade muscular, seguidos dos ângulos articulares por simulação no “*OpenSim*” e, por último, uma tabela de resumo dos coeficientes de variação das grandezas analisadas.

As principais conclusões deste estudo, bem como seus possíveis desenvolvimentos futuros, estão apresentados no capítulo 7 e 8 respetivamente.

## 2. Suporte, Movimento e deformidades do Membro Inferior

O presente capítulo inicia-se com descrição anatômica do membro inferior e das suas deformidades, dando particular relevância à articulação do joelho, à evolução natural clínica das deformidades nos membros inferiores e aos métodos de avaliação e tratamento do joelho valgo.

### 2.1 Introdução

O membro inferior é especializado na locomoção e sustentação do corpo, daí que apresente ossos mais fortes e resistentes que os membros superiores. Ele é composto pela articulação coxofemoral, articulação do joelho, articulação do tornozelo e articulação do pé contendo os ossos íliaos, fêmur, rótula, tíbia, perónio e os ossos do pé. De entre estes, será sobre a articulação do joelho que este estudo mais se debruçará. É esta articulação, formada por ossos, ligamentos, meniscos e por músculos que estão ao seu redor, que propicia mobilidade e estabilidade aos membros inferiores com a capacidade de realização dos movimentos de extensão, flexão e rotação [16].

### 2.2 Músculos da Perna e Coxa

No quotidiano, o ser humano usa constantemente os músculos, mesmo quando o corpo se encontra em repouso. São os músculos posturais que se contraem para manter o corpo sentado ou em pé.

Os músculos respiratórios estão continuamente a funcionar para nos manter a respirar, mesmo quando dormimos. Qualquer tipo de comunicação implica o funcionamento dos músculos esqueléticos, sejam estas comunicações verbais ou não verbais, seja para escrever à máquina ou ao computador, seja para falar e até mesmo por sinais gestuais ou expressão facial. Os músculos dos membros inferiores são fundamentais para a locomoção e para o indivíduo se manter de pé e são distinguidos pelos movimentos da coxa, da perna, do tornozelo, do pé e dos dedos do pé [17].

Os músculos da coxa têm a sua origem na anca e inserem-se no fêmur e podem dividir-se em três grupos: anterior, posterolateral e profundo [17].

Os músculos anteriores, ilíaco e grande psoas, são responsáveis pela flexão da coxa. Como estes músculos partilham uma inserção comum e produzem o mesmo movimento, são muitas vezes designados por psoas ilíaco. Quando a coxa está fixa, o psoas ilíaco faz a flexão do tronco sobre a coxa e não participa diretamente na flexão e extensão do joelho. Os músculos posterolaterais que movimentam a coxa são os glúteos (músculos da anca, ditos iliofemorais) e o tensor da fascia lata. Os glúteos são compostos pelo pequeno e médio glúteo e ainda o grande glúteo que contribui com a maior parte da massa muscular constituindo as nádegas. O tensor da fáscia lata participa na rotação lateral do joelho onde a sua origem insere-se na espinha ilíaca antero-superior, atuando essencialmente na articulação da anca, permitindo uma ação de flexão, abdução e rotação interna da coxa. Os músculos profundos da anca funcionam como rotadores externos da coxa [17].

Existem ainda músculos que têm origem na anca mas que participam no movimento da coxa e do joelho. Esses músculos são divididos em três grupos, localizados na coxa, sendo os seus nomes atribuídos de acordo com essa localização. O músculo anterior faz a flexão, o posterior, faz a extensão e o interno faz a adução da coxa.

Os músculos anteriores da coxa são o quadricípete femoral e o sartório ou costureiro. O quadricípete femoral, ou crural, consiste de facto em quatro músculos: o recto anterior ou femoral, o vasto Lateral ou externo, o vasto interno ou medial e o vasto intermédio ou crural. O grupo de músculos do quadricípete faz a extensão do joelho. O recto anterior também flete a anca porque cruza as articulações da anca e do joelho. Os músculos do quadricípete crural têm uma inserção comum por um tendão que tem o mesmo nome do músculo, na base e nos bordos laterais da rótula. O sartório ou costeiro é o músculo mais comprido do corpo humano, cruzando do lado externo da anca para o interno do joelho. Quando se contrai, faz a flexão da coxa e da perna e a rotação externa da coxa [17].

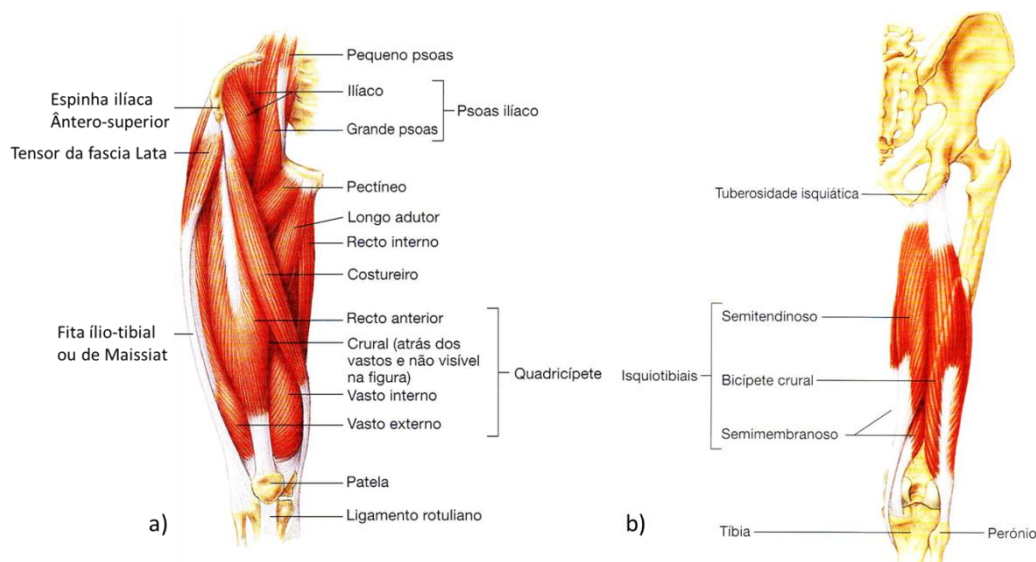
O grupo interno dos músculos da coxa está envolvido principalmente na adução da coxa. O recto interno também faz a flexão do joelho. Os músculos posteriores da coxa designam-se coletivamente por isquiotibiais e são o bicípete femoral, o semimembranoso e o semitendinoso e participam na flexão e rotação lateral e medial da articulação do joelho. Os seus tendões podem facilmente ser observados e palpados nas porções interna e externa da face posterior de um joelho ligeiramente fletido, (Figura 1)[17].

Os músculos da perna que movem o tornozelo estão representados na Figura 2. Os músculos anteriores da perna são músculos extensores que estão implicados na flexão e eversão ou inversão do pé e na extensão dos seus dedos [17].

Os músculos superficiais do compartimento posterior, o Gastrocnémio lateral e medial (gêmeos) e o solhar, formam a barriga da perna. Juntam-se com o plantar delgado para formar

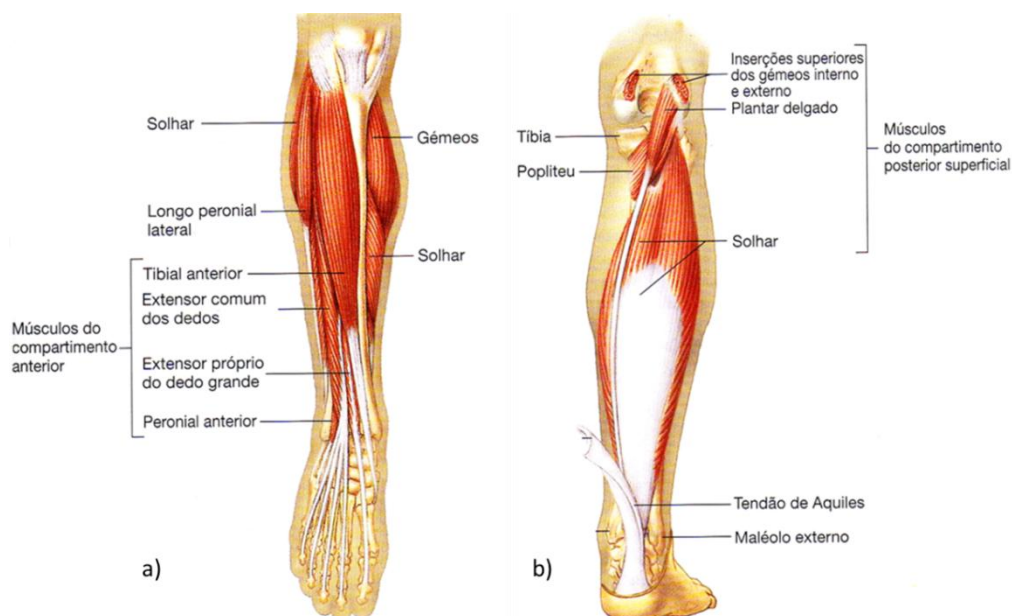


um tendão comum, o tendão de Aquiles. Estes músculos estão implicados na extensão do pé. Os músculos profundos do compartimento posterior estão envolvidos na extensão e na inversão do pé e na flexão dos dedos [17].



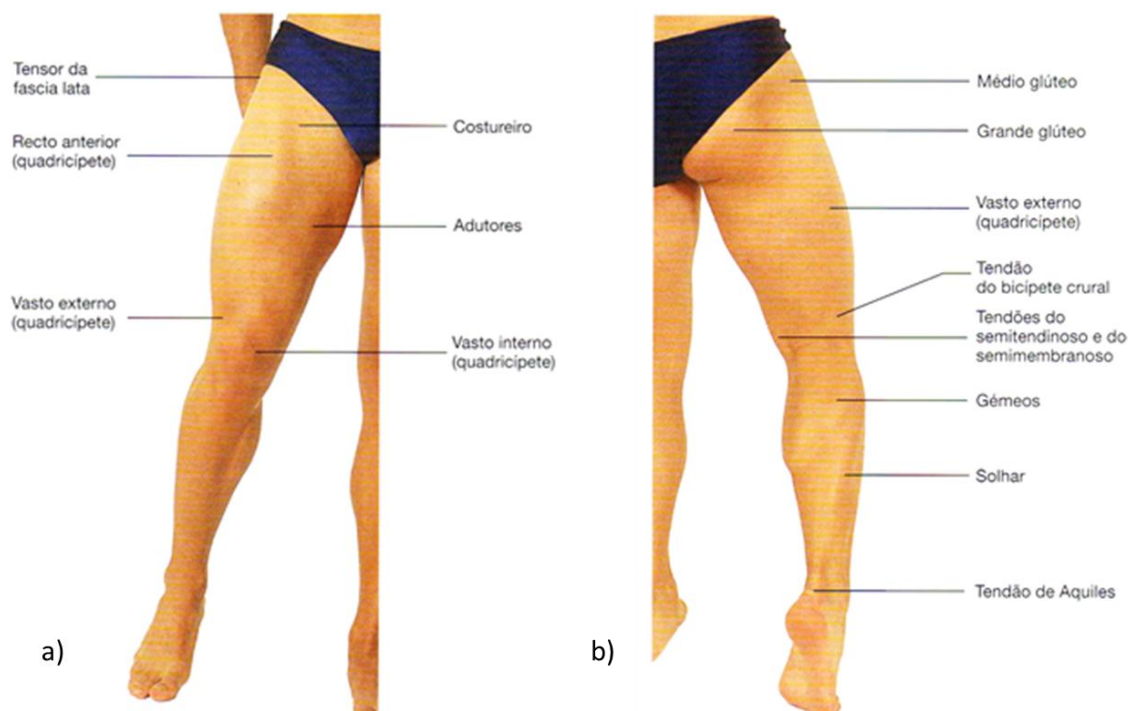
**Figura 1 – Músculos a) anteriores e b) posteriores da Coxa [17].**

Os músculos externos são primariamente eversores do pé mas também ajudam na extensão [17].



**Figura 2 – Músculos a) anteriores e b) posteriores da perna [17].**

Uma camada pélvica cobre toda a camada externa dos músculos e por vezes na realização de estudos de Electromiografia (EMG) é necessário proceder à apalpação dos mesmos de modo a saber a localização exata de cada um deles (Figura 3) [17].



**Figura 3** - Anatomia superficial, músculos do membro inferior [17].

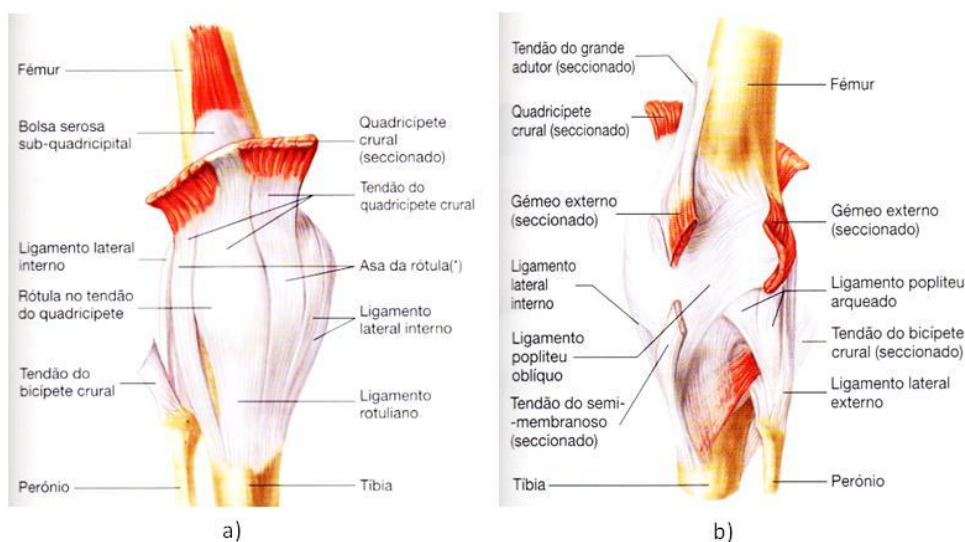
## 2.3 Articulação do Joelho

O joelho é a articulação intermédia do membro inferior e a maior articulação sinovial do corpo [18], considerada também uma das mais complexas, pois além de transmitir cargas, participa ativamente na locomoção e sustentação do peso corporal [19][20][21].

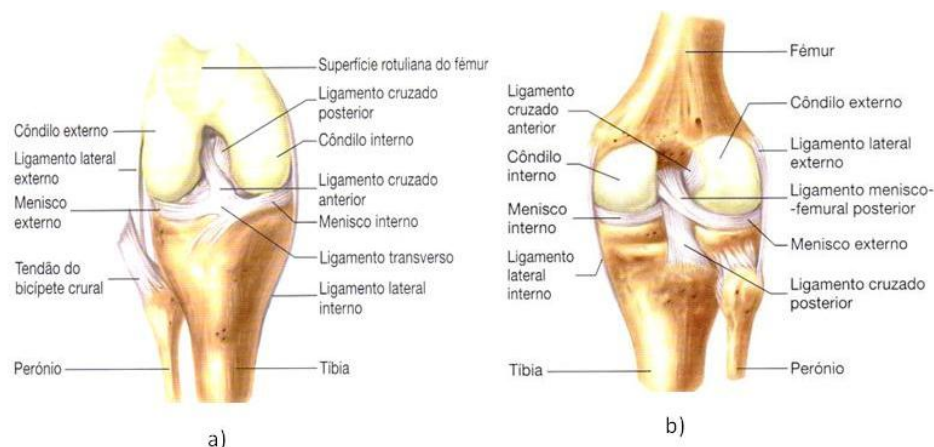
Mais do que uma articulação, o joelho é um complexo articular constituído por duas articulações distintas, a articulação patelofemural, entre a rótula e o fémur, e a articulação tibiofemural, entre a tibia e o fémur [21]. Possui ainda dois graus de liberdade de movimento: flexão/extensão e rotação axial [22]. A extremidade distal do fémur tem dois grandes côndilos elipsoidais e uma chanfradura profunda entre eles (Figura 4). O fémur articula-se com a extremidade proximal da tibia, que é achatada e lisa lateralmente, e apresenta na sua parte média uma crista que se chama espinha da tibia. Os rebordos das cavidades glenoideas da tibia são reforçados por espessas fibro-cartilagens, os meniscos, que acentuam a sua concavidade [23]. O peróneo não articula com o fémur mas apenas com a parte lateral da tibia.

Os dois ligamentos cruzados do joelho, estendem-se entre a espinha da tíbia e os côndilos do fêmur. O ligamento cruzado anterior evita a deslocação anterior da tíbia em relação ao fémur, e o ligamento cruzado posterior evita a deslocação posterior da tíbia. A articulação é ainda fortalecida pelos ligamentos laterais, pelos ligamentos popliteus, e pelos tendões dos músculos da coxa, que se estendem em torno do joelho [17].

O joelho está rodeado por numerosas bolsas sinoviais. A maior é o fundo de saco sub-quadricipital (ou bolsa supra-rotuliana), que é um prolongamento superior da cápsula articular, que permite o movimento dos músculos anteriores da coxa sobre a extremidade distal do fémur [17]. As outras bolsas sinoviais do joelho são a bolsa serosa sub-cutânea pré-rotuliana e a bolsa serosa profunda infra-rotuliana, bem como a bolsa popliteia, a bolsa dos gêmeos, e a infra-rotuliana subcutânea [23]. A Figura 4 e Figura 5 permitem a visualização detalhada da articulação superficial e profunda do joelho direito.



**Figura 4** – Representação a) anterior e b) posterior superficial da articulação do joelho direito [17].



**Figura 5** - Representação a) anterior e b) posterior profunda da articulação do joelho direito [17].

Numa posição mais anterior encontra-se a rótula que tem a função de proteger todo este complexo articular face a traumatismos anteriores. A cartilagem articular da rótula é a mais densa do corpo humano, refletindo o seu importante papel no aparelho extensor do joelho [24][25].

O aparelho extensor do joelho é o motor que impulsiona a articulação do joelho e é fundamental para o caminhar. Ele é constituído pela rótula, pelo tendão rotuliano, pelo tendão quadrícepete, e pelo músculo quadrícepete. Os quatro músculos do quadrícepete, encontram-se na parte anterior da coxa e vão formar o tendão do quadrícepete. Quando esses músculos contraem, eles promovem a extensão da articulação do joelho (por exemplo quando se levanta de uma posição de cócoras). A forma pela qual a "roldana" (constituída pelo tendão quadrícepete, rótula e tendão rotuliano) funciona dentro do sulco patelar na frente do fémur e do joelho, pode afetar a função global do joelho. A rótula funciona como um ponto de apoio, aumentando a força exercida pelo músculo quadrícepete enquanto o joelho se estende [17].

Os músculos isquiotibiais são os músculos da parte de trás do joelho e da coxa e a contração destes músculos vai originar a flexão dos joelhos [26].

São vários os músculos que participam nos movimentos de flexão, extensão e rotação da articulação do joelho. Na flexão do joelho participam o Bicipete crural, o semitendinoso, o semimembranoso, o sartório, o grácil, os gémeos (auxiliam) e o poplíteo (auxilia). Na extensão do joelho participam os quatro músculos do quadrícepete femoral que são o recto femoral, o vasto lateral, o vasto medial e o vasto intermédio. Participa também tensor da fascia lata e o glúteo máximo que auxilia através do tracto iliotibial [27]. Na rotação interna e externa do joelho participa o semitendinoso, o semimembranoso, o sartório, o grácil, o poplíteo, bíceps femoral, o tensor da fascia lata (auxilia) e as fibras laterais do grande glúteo (auxilia) [27].

Por tudo isto, o joelho é considerado uma articulação com estabilidade reduzida em virtude da geometria das superfícies articulares fazendo com que esta dependa largamente dos tecidos moles. Por esse motivo e pelo facto do joelho ser frequentemente exposto a traumas e esforços é uma das articulações que mais vezes é fonte de patologia no corpo humano [18] [28].

Este estudo focalizou-se nos músculos superficiais, apresentados na Tabela 1, responsáveis pelos movimentos de flexão e extensão do joelho, que segundo as normas SENIAM [29], vão permitir a recolha dos dados de EMG.

**Tabela 1** – Principais músculos superficiais da coxa e perna, responsáveis pelo movimento do joelho e as suas respetivas ações [29].

Músculos	Acção
<b>Tensor da Fascia Lata (TFL)</b>	Extensão da articulação do joelho e flexão da articulação da anca.
<b>Quadricípete Femoral – Recto femoral (RF)</b>	Extensão da articulação do joelho e flexão da articulação da anca
<b>Quadricípete Femoral – Vasto medial (VM)</b>	Extensão da articulação do joelho
<b>Quadricípete Femoral – Vasto lateral (VL)</b>	Extensão da articulação do joelho
<b>Isquiotibiais – Bicípete Femoral (BF)</b>	Flexão e rotação lateral da articulação do joelho.
<b>Isquiotibiais – Semitendinoso (ST)</b>	Flexão e rotação medial da articulação do joelho.
<b>Gastrocnémio Lateral (GL) e Medial (GM) (Gémeos)</b>	Flexão da articulação do tornozelo e auxilia na flexão da articulação do joelho.

## 2.4 Evolução natural clínica das deformidades nos membros inferiores

Uma avaliação clínica das deformidades angulares dos membros inferiores de uma criança deve incluir um historial dos antecedentes pessoais e familiares, com a indicação do início e toda a informação detalhada sobre a progressão da deformidade durante os seus primeiros anos de vida para que, seja possível tomar uma decisão terapêutica correta ao longo do tempo [30] [12].

As deformidades angulares dos membros inferiores são diferentes consoante o tipo de deformidade, em valgo ou em varo, dependendo da idade da criança e distinguindo-se entre fisiológico e não fisiológico [11]. O que distingue uma deformidade angular fisiológica de uma deformidade não fisiológica é a evolução que cada uma pode ter com o decorrer da idade da criança. A deformidade angular fisiológica provém de uma situação geralmente assintomática, simétrica, benigna, de resolução espontânea, que não precisa de tratamento. [11].

Baseia-se, portanto, na história natural do joelho varo e joelho valgo que foi definida por Salenius e Vankka [9]. Estes autores estudaram o desenvolvimento do ângulo tibiofemoral em 1480 crianças normais (Figura 6). O ângulo tibiofemoral no nascimento da criança é de 15° de varo, gradualmente começando a mudar para valgo durante 24 meses [31]. À medida que a criança se aproxima dos 18 meses, o ângulo aumenta gradualmente para neutro e, fruto da ação muscular, estas deformidades vão se corrigindo espontaneamente, ajudadas pelo hiper-crescimento do côndilo femoral interno, o que acontece próximo dos 2 anos de idade [11].

O alinhamento em valgo atinge um máximo de  $12^\circ$  entre os 2-3 anos de idade, posteriormente, diminuindo para  $8^\circ$ - $9^\circ$  em valgo aos 4-5 anos de idade [12]. Durante os anos seguintes, o alinhamento em valgo diminui lentamente para o alinhamento normal da idade adulta,  $7^\circ$  para o sexo masculino e  $8^\circ$  no sexo feminino [12] [32]. Todas as mudanças descritas estão apresentadas graficamente na Figura 6.

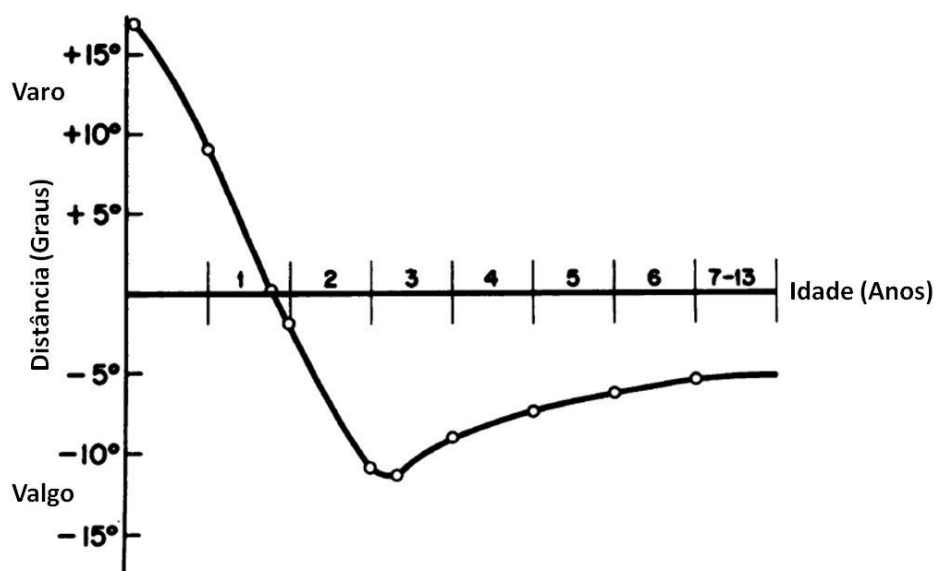


Figura 6 - Desenvolvimento do ângulo tibiofemoral durante o crescimento (adaptado de [12]).

Uma deformidade angular fisiológica surge quando, na sua posição intra-uterina, as crianças encontram-se com os membros sobrepostos e enrolados um sobre o outro, o que condiciona uma deformidade em varo dos membros inferiores, associada a uma rotação interna das tíbias e a uma anteversão dos colos do fémur. A criança nasce então com o joelho varo fisiológico evoluindo para joelho valgo fisiológico e após os primeiros seis anos de vida a deformidade angular é corrigida de forma espontânea [4] [33] [34] [35].

Decorridos os primeiros seis, sete anos de vida da criança, e no caso da sua deformidade angular persistir, deve-se alertar o médico ortopedista e o médico pediatra para a possibilidade de deformidade angular ser patológica (não fisiológica) [31], de forma a ser referenciada e proceder-se a um tratamento conservador ou cirúrgico [11].

A deformidade angular não fisiológica resulta de alterações biomecânicas mantidas e progressivamente agravadas, que conduzem a um desequilíbrio das forças exercidas a nível do joelho, com sobrecarga, seja do compartimento interno (varo), seja do externo (valgo) [11].

No caso do joelho valgo patológico é necessário saber quais as causas associadas e a sua progressão com o decorrer da idade da criança. As causas que podem estar subjacentes podem ser diversas de acordo com os seus antecedentes pessoais e antecedentes familiares [36]. Os antecedentes pessoais que podem causar uma deformidade do joelho em valgo

podem ser, hábitos alimentares (má alimentação que leva à obesidade infantil e ao excesso de carga sobre a articulação do joelho), doenças prévias e antecedentes traumáticos enquanto um antecedente familiar está relacionado com fatores hereditários [11] [36][37].

Existem alguns fatores associados aos joelhos valgos que se verificam frequentemente em crianças entre 4-6 anos de idade, nos quais, a baixa estatura, o traumatismo prévio, as histórias de infeções, as doenças metabólicas e assimetrias ósseas, mostrando-se importantes, sugerindo situação patológica e correspondem a algumas das causas a seguir descritas [11] [36] [37].

A deformidade do joelho valgo Secundário surge frequentemente dos 3 aos 10 anos e as causas associadas são, doenças metabólicas, como o raquitismo, doenças genéticas, como síndrome de Down e displasias ósseas, doenças reumatológicas [11] [36] [37].

Existem várias técnicas cirurgias que iremos resumir a seguir de forma a tornar claro este tipo de tratamento e os riscos que acarreta para a criança [11] [36] [37].

## 2.5 Métodos de Avaliação do joelho Valgo

As avaliações do alinhamento do joelho são úteis na realização de um correto diagnóstico nas patologias que afetam a articulação do joelho, servindo também como um guia, quer para um tratamento conservador, quer para um tratamento ou planeamento cirúrgico [38][39][40][41][42]. Elas são também fundamentais em diversos aspetos de investigação músculo-esqueléticas. Para uma correta avaliação dos joelhos valgos seja este fisiológico ou patológico é necessário realizar um exame objetivo que consiste num exame clínico sucinto que informa o médico acerca da estrutura anatómica óssea da criança, como por exemplo o estudo do eixo mecânico anatómico de carga do membro inferior [11][43]. A avaliação clínica, seja por radiografia ou pela observação anatómica do alinhamento normal dos membros inferiores, deve incluir o comprimento das pernas igual, com o eixo mecânico do membro inferior a atravessar o joelho quando o paciente está em pé, ereto e com a rótula apontada para a frente. Esta posição permite a colocação das forças relativamente equilibradas, enquanto a rótula permanece estável e centrada no sulco femoral [44][45][46].

Aspetos, como o peso e altura da criança são importantes, pois podem agravar as condições mecânicas do eixo de carga, a localização generalizada da deformidade e a incapacidade de avaliar a distância entre os segmentos dos membros inferiores. Por outro lado, são também fatores importantes os desalinhamentos no plano frontal e os desalinhamentos rotacionais dos membros inferiores, bem como o aumento da anteversão



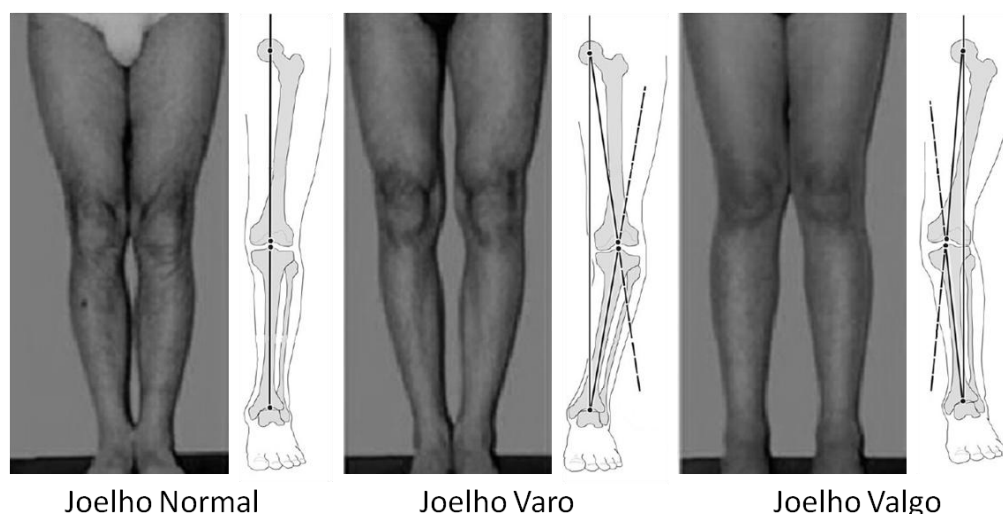
femoral, a rotação tibial interna, o pé plano valgo e a rotação externa da tibia compensada com o joelho valgo [11][47]. Todas estas características clínicas referidas anteriormente, podem agravar as condições mecânicas da articulação do joelho e o grau de valgo do joelho, podendo influenciar o tipo de tratamento a realizar.

Várias abordagens têm sido propostas ao longo dos anos para descrever e medir o alinhamento [38][39][40][41][42][48][49][50], mas as diferenças entre eles tornaram difíceis de comparar ou relacionar os resultados de estudos independentes. Os métodos que são descritos para avaliar os joelhos valgos são três, como: primeiro o desvio do eixo mecânico (DEM), segundo o ângulo femoro-tibial (FT) ou o ângulo anca-joeelho-tornozelo (AJT) e o terceiro a distância intermaleolar (DIM) [11] [51][33][52][53].

O primeiro método consiste num exame imagiológico de diagnóstico do joelho em valgo não fisiológico, permitindo avaliar o DEM e o ângulo FT. Os exames imagiológicos que podem ser realizados são, o Raio-X (RX) extra-longo em carga dos membros inferiores e o RX dos joelhos nos 2 planos (antero-posterior perfil, para definição de eventuais alterações locais) [11].

Do ponto de vista anatómico e funcional, a avaliação do desvio do eixo mecânico (DEM) e do ângulo FT é realizada através da orientação do eixo mecânico dos ossos do fémur e da tibia. A orientação desse eixo reflete o alinhamento da postura, que pode ser neutro (normal), varo ou valgo (Figura 7) [51].

No caso de existir suspeita de outras patologias associadas, poderão ser pedidos outros exames imagiológicos complementares, tais como, um RX coxo-femorais antero-posterior mais posterior (se o RX extra-longo detetar anomalias da fise femoral proximal), um RX do punho/mão antero-posterior – lado não dominante, para determinação da idade óssea e uma Tomografia Computorizada (TC) ou Ressonância Magnética (RM) [11].



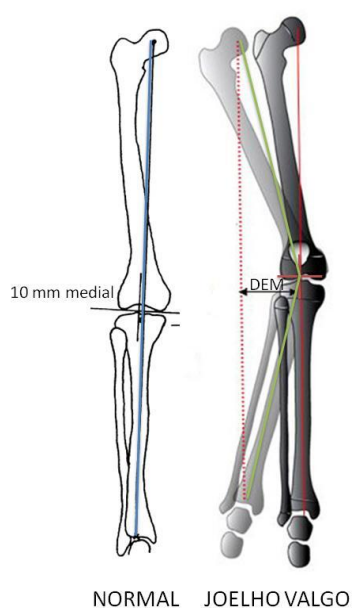
**Figura 7** – Orientação do Eixo mecânico no plano frontal (adaptado de [51]).



A DEM em valgo consiste na distância que existe entre o eixo mecânico normal e o desvio medial do eixo entre a cabeça do fêmur, passando pela rótula e terminando no maléolo (linha verde) (Figura 8). Normalmente, existe um valor de referência para o DEM medial normal (linha azul) que se situa entre os 0-10 mm, onde a partir desse valor se considera que existe um DEM medial acentuado que se tem de corrigir devido ao fato de poderem surgir outras patologias associadas [33].

A Figura 8 mostra ainda o eixo mecânico normal e o DEM em valgo que envolve a perna direita. O tom mais escuro dos ossos do fêmur e da tíbia representam o alinhamento normal, com o eixo mecânico que atravessa a cabeça do fêmur, passando pela rótula e terminando no maléolo. O objetivo deste tipo de avaliação é, através dos tratamentos possíveis, de realinhar o membro, neutralizando o eixo mecânico (linha vermelha a tracejado) e assim, atenuar os efeitos da gravidade através de um crescimento vertical orientado do fêmur e da tíbia [11][36].

Por sua vez, o conhecimento dos limites normais do ângulo FT é muito importante não só para o diagnóstico diferencial de uma condição patológica, mas também para uma explicação de alguns detalhes informativos sobre o desenvolvimento normal das crianças aos pais como foi referenciado no ponto 3.2 [52]. O segundo método baseia-se exatamente na metodologia introduzida por Cheng et al [3], após um método clínico que consistia na medição do ângulo FT, através de um transferidor segundo a posição anatômica [52]. Os valores de referência considerados normais para o ângulo FT estão entre  $-3^{\circ}$  e  $+3^{\circ}$ , onde o ângulo valgo é medido com um sinal positivo [33] [52].

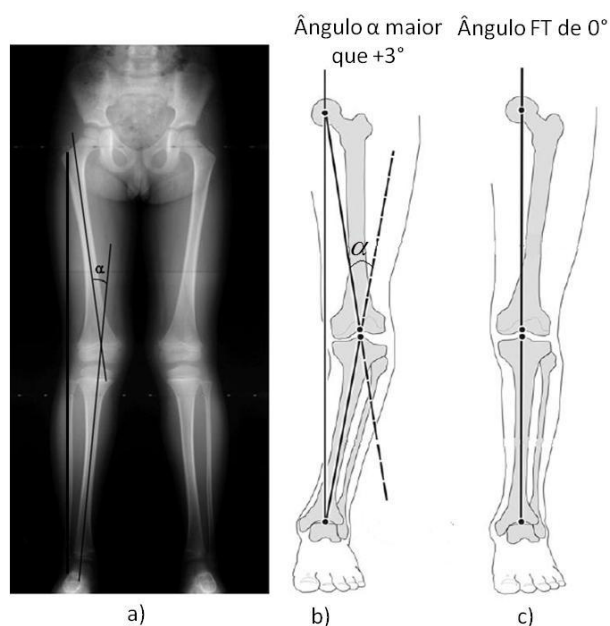


**Figura 8** – Desvio do eixo mecânico (DEM) em valgo (adaptado de [33] [36]).

O eixo mecânico do fêmur passa a partir do centro da cabeça femoral ao centro do joelho. O eixo mecânico da tíbia passa a partir do centro da espinha tibial até ao centro de encaixe do tornozelo. O ângulo entre esses dois eixos é conhecido como o ângulo FT ou AJP [51] [33] [54] [34]. Por convenção o ângulo FT, expresso em graus de desvio, pode ser expresso como desvio angular de  $180^\circ$  ou seja, o seu alinhamento do eixo FT é neutro com um ângulo FT de  $0^\circ$  [51] [33] e alinhamento normal.

A Figura 9 a) mostra uma Teleradiografia obtida em posição de pé, traçando-se o respetivo eixo mecânico a partir do centro da cabeça femoral até ao maléolo [33] do membro inferior direito. O ângulo FT ( $\alpha$ ) na Figura 9 b) representa o ângulo em valgo [51] [53]. A Figura 9 c) representa o ângulo FT normal do membro inferior esquerdo.

A DIM é o terceiro método clínico realizado, ao contrário das técnicas anteriormente referidas, que não recorre à radiografia convencional, tendo como objetivo classificar a deformidade dos joelhos em valgo, quando estes estão em contacto. Por vezes, pode ser sobreavaliada em indivíduos obesos com coxas volumosas, em que os côndilos femorais não se conseguem encostar (nestes casos, quando uma indicação cirúrgica é ponderada, a avaliação deve ser radiológica) [11].

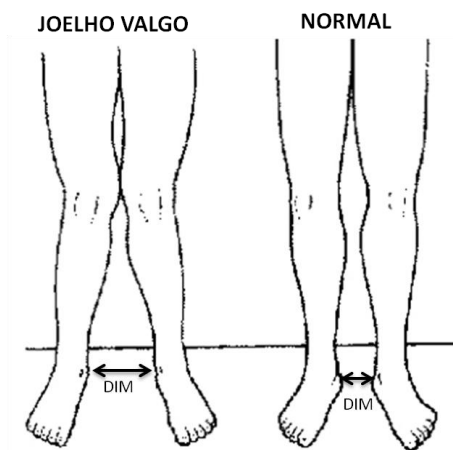


**Figura 9** – Representação a) Teleradiográfica e b) esquemática do ângulo ( $\alpha$ ) FT do joelho valgo direito e c) ângulo FT do joelho normal direito (adaptado de [51] [53]).

A medição da DIM é feita em posição vertical utilizando uma fita métrica e expressa com um valor de sinal positivo (Figura 10). A avaliação da gravidade do joelho valgo por vezes é baseada na medição da DIM e é classificada segundo a Tabela 2 [11] [52].

**Tabela 2** – Classificação da distância intermaleolar (DIM) [11] [52].

DIM	
<b>Normal</b>	Inferior a 2 cm
<b>Leve</b>	Entre 2-5 cm
<b>Moderada</b>	Entre 5-9 cm
<b>Grave</b>	Superior a 9 cm



**Figura 10** – Avaliação da distância intermaleolar (adaptado de [173]).

## 2.6 Métodos de Tratamento do joelho valgo

A determinação da natureza da deformidade, fisiológico ou patológico, será o primeiro passo para o tipo de tratamento a utilizar [55]. Os tratamentos disponíveis para corrigir os joelhos valgos é o tratamento conservador e/ou cirúrgico [11]. Inicialmente é necessário considerar os sintomas e documentar o grau e progressão de joelho valgo, antes de considerar a intervenção cirúrgica [36]. Para o joelho valgo patológico, as recomendações de tratamento conservador incluem uma ampla gama de opções, que vão desde a restrição estilo de vida, a fármacos anti-inflamatórios, passando por ortóteses e mudanças de hábitos alimentares, até exercícios e programas de fisioterapia. Nos casos mais graves, a cirurgia é a única forma de tratamento recomendável. Embora, no tratamento desta patologia não exista consenso sobre o tratamento ideal [36][11].

As crianças com joelhos valgos com idades compreendidas entre os 3 e 4 anos de idade com uma distância intermaleolar inferior a 5 cm não devem ser tratados, pois o médico informa os pais de que a deformidade da criança está dentro dos limites normais e desaparecerá. Contudo deve ser acompanhada de seis em seis meses, certificando-se de que a deformidade está a diminuir [37]. Nestas idades, no caso de um joelho valgo bilateral e simétrico, isto é, com uma distância intermaleolar entre os 5 e os 10 cm, não é necessário

nenhum tratamento específico, no entanto, pode ser útil um tratamento cinesiológico que busque uma tonificação muscular geral das pernas e dos pés para que os músculos do joelho ganhem resistência e força para ajudar a manter o joelho estável, em movimento e bem alinhado [56]. Com idades compreendidas entre os 6 ou 7 anos de idade são pouco prováveis de se corrigirem espontaneamente e requerem averiguação clínica e um possível tratamento cirúrgico [37].

Alguns autores defendem que as deformidades dos joelhos valgos não se tratam com ortóteses ou sapatos corretivos, vulgarmente chamados ortopédicos [36] [57].

Embora fosse frequente, há 20 anos atrás, receitar as ortóteses tipo “talas de sereia” para corrigir esta patologia, hoje em dia, é difícil convencer uma criança de 8 anos ou um adolescente a dormir de pernas ligadas [11]. No entanto, este tratamento pode retardar a progressão da doença ou prevenir a reincidência corrigindo a patologia. A utilização de uma ortótese e um tratamento de fisioterapia em certos casos pode proporcionar um alívio temporário dos sintomas, mas é sabido que a longo prazo não conseguem o alívio sintomático. Nestes casos pode ser considerado um tratamento denominado de conservador associado a tratamento cirúrgico que se aplica normalmente no tratamento da osteogénese imperfeita, e no tratamento de raquitismos não carêncial. Na maioria das vezes os tratamentos conservadores não são insuficientes para corrigir a patologia [36] [31][58]. Por isso, o princípio básico do tratamento desta deformidade é a descoberta das causas que estão subjacentes à patologia e, perante o fracasso da terapêutica conservadora, procede-se a um tratamento cirúrgico [36].

No que diz respeito a um tratamento cirúrgico podemos considerar três técnicas, tais como, hemiepifisiodese temporária, hemiepifisiodese definitiva, osteotomia corretiva [11]. Não sendo, o estudo de técnicas cirúrgicas, o objetivo do nosso trabalho, nenhuma destas técnicas será abordada. No entanto, é de salientar que, devido aos riscos que acarretam os tratamentos cirúrgicos, é necessário ponderar a utilização deste tipo de tratamento, descobrindo novas técnicas de tratamento, para que as crianças com este tipo de patologia, possam corrigir a deformidade sem riscos e cirurgias dolorosas.

Segundo Magalhães [56] a resistência e a força muscular, é indispensável à flexibilidade dos músculos, tendões e ligamentos. Quanto menos flexíveis forem os seus músculos, mais suscetíveis estarão ao endurecimento natural que surge após as atividades diárias ou prática desportiva. Podemos dizer que, a resistência, a força e a flexibilidade estão corretamente distribuídos entre todos os músculos que suportam o joelho [56].

Sabendo que o desequilíbrio do joelho valgo não se encontra no padrão ideal de postura, apresentando um desequilíbrio músculo-esquelético, pode-se pensar que a prática

desportiva, poderá permitir ao joelho uma maior estabilidade, com maior liberdade de movimentos e um correto alinhamento com o ganho de resistência, força e flexibilidade, permitindo em certos casos a correção da patologia [56]. Por tudo isto foi proposto um estudo biomecânico comparativo, com vista estudar as diferenças nos desequilíbrios musculares e posturais entre duas crianças, uma normal e outra com joelhos valgos, praticantes de hóquei em patins.



### 3. Hóquei patins

#### 3.1 Introdução

O Hóquei em Patins (HP) é uma modalidade desportiva coletiva, disputada entre duas equipas com cinco elementos cada, 1 guarda-redes e 4 jogadores de campo em cada equipa, podendo ser praticado tanto por homens como por mulheres em recintos fechados (pavilhões)[59].

Pensa-se que a prática do hóquei terá começado na Antiguidade pré-clássica. Em Portugal, a origem deste desporto poderá estar ligada ao jogo da Choca, em que cada jogador usava um pau para bater numa bola de madeira. Só em 1710 é que surgiu o patim de quatro rodas, anteriormente usava-se uma espécie de cilindro em aço colocado a meio do calçado. Quarenta anos mais tarde, apareceram os patins de rodas em linha, que evoluíram para o modelo de uma roda, em 1819, e para os patins de três rodas em 1825. Já em finais do século XIX princípios do século XX, o hóquei em patins apareceu como modalidade desportiva no Condado de Kent, em Inglaterra. O jogo rapidamente se difundiu para os restantes países europeus e só posteriormente para os outros continentes [59].

Em 1924, foi fundada a Federação Internacional de Patinagem em Rodas (FIPR) e com ela surgiram as primeiras regras do jogo, que ainda hoje se mantêm como o pilar dos regulamentos. O primeiro campeonato da Europa foi realizado dois anos mais tarde, em 1926, em Inglaterra. Em 1936 foi disputado o primeiro campeonato mundial, em Estugarda, na Alemanha, com os ingleses a sagrarem-se campeões. As competições foram interrompidas durante a Segunda Guerra Mundial e só foram retomadas em 1946, com o torneio internacional de Montreaux, na Suíça [59].

Em Portugal, a Federação Portuguesa de Patinagem foi fundada em 1924 e desde então é a responsável pela organização de todas as provas nacionais de hóquei em patins. Em 1947, Portugal sagrou-se pela primeira vez campeão do mundo, na prova disputada em Lisboa e os êxitos internacionais sucederam-se para os portugueses, que têm dominado a modalidade a nível mundial, juntamente com espanhóis, italianos e argentinos. Em 1992, o hóquei em patins foi modalidade de exibição nos Jogos Olímpicos de Barcelona [59].

Atualmente, os atletas de hóquei em patins realizam o jogo sobre patins de quatro rodas, usando um *stick* para conduzir uma bola que tentam introduzir na baliza adversária. Segundo os regulamentos da federação de patinagem de Portugal (FPP), os atletas são

classificados por sexo e por categoria, sendo esta estabelecida para cada escalão etário em função da idade que for atingida durante o ano civil que corresponde a cada época desportiva, de acordo com a tabela de categorias e escalões etários da FPP [60].

### **3.2 Equilíbrio postural e muscular em Crianças Praticantes de Hóquei patins.**

A prática desportiva, ao iniciar-se em idades cada vez mais precoces, pode gerar alterações no alinhamento postural dos atletas, uma vez que o organismo das crianças está em fase de desenvolvimento, sendo mais suscetível às alterações do equilíbrio das cadeias musculares do aparelho locomotor [61]. O treino intenso e repetitivo de uma modalidade desportiva proporciona a hipertrofia muscular e a diminuição da flexibilidade, causando desequilíbrio entre a musculatura agonista e antagonista, favorecendo a instalação de alterações posturais.

A capacidade que o atleta tem de patinar é a base do hóquei em patins e o bom atleta é aquele que tem a capacidade de realizar todos os movimentos técnicos sem se preocupar com o facto de estar sobre os patins. Segundo, Rasch e Burke, 1987, o equilíbrio postural durante a patinagem é uma versão intensificada dos mesmos problemas de equilíbrio que o indivíduo enfrenta durante a marcha, com uma área de base de sustentação relativamente pequena, o centro de gravidade relativamente alto e forças que atuam sobre o corpo variáveis, com constante modificações de magnitude e direção. O aperfeiçoamento da patinagem depende do desenvolvimento de notável capacidade para interpretar e integrar seletivamente os diversos impulsos sensoriais impostos pelas variações constantes de forças [62] [63].

Segundo López, 1997, durante a prática do hóquei o atleta deve imaginar que não está sobre os patins, para concentrar-se no jogo e jogar naturalmente, sem esforço para manter-se em equilíbrio. Por outro lado, alguns estudos [62][64][65] relatam que os movimentos técnicos dos atletas de hóquei em patins devem também ser acompanhados pelo domínio da velocidade.

Portanto, esta modalidade tem a capacidade de solicitar e exigir a um atleta uma melhoria da sua capacidade de equilíbrio, sendo esta definida como a capacidade de manter o corpo em equilíbrio postural, de perdê-lo e recuperá-lo após diversos movimentos e solicitações [66].

Segundo Trindade, 1997, a capacidade de equilíbrio de um atleta pode ser influenciada por vários fatores tal como, a forma da superfície de apoio, a redução da superfície de apoio, a



instabilidade da superfície de apoio, o aumento da altura do centro de gravidade em relação ao solo, os distúrbios internos, a combinações com outras exigências coordenativas e outras formas de equilíbrio, e a limitação das informações dos analisadores. Torna-se assim uma atividade acíclica e descontinuada, com fatores variáveis, que assentam num conjunto de movimentações específicas e diversificadas. Esses fatores podem ser definidos como arranques rápidos, paragens (travagens) bruscas, mudanças de direção e de sentido, marcações e desmarcações, choque, e continuadas mudanças de ritmo, que contemplam um esforço máximo relativo e a paragem total [67].

O hóquei em patins, do ponto de vista de atividade física, é caracterizado por uma modificação do equilíbrio motivada pela base de apoio ser móvel e reduzida, uma modificação na propulsão devido à supressão dos reflexos da marcha e ainda devido ao facto dos impulsos serem feitos fora do eixo de deslocamento [13].

Diante deste contexto, a realização de uma análise comparativa da capacidade de coordenação muscular e do desenvolvimento do equilíbrio postural que uma criança com e sem patins, com e sem joelhos valgos é fundamental. Para isso, é necessário adquirir e tratar de forma instrumentada a informação cinemática, cinética, energética e mioelétrica dos movimentos correspondentes a cada criança, com o objetivo de investigar a relação existente entre o hóquei em patins e a capacidade de coordenação muscular e alinhamento do eixo anatómico em crianças com e sem joelhos valgos.



## 4. Técnicas e Instrumentos

Com o objetivo de avaliar a capacidade motora e a postura de duas crianças, são necessários diferentes sistemas de análise, para os quais se utilizam instrumentos, tais como, plataforma de forças (PF), aparelho de Electromiografia (EMG), câmaras de captura de movimento e uma aplicação de Simulação e Modelação. A PF permite-nos obter as Forças de Reação ao Solo (FRS), o aparelho de EMG, obtém a atividade muscular dos diferentes músculos, as câmaras captam os movimentos das diferentes tarefas e o Software de Modelação e simulação utiliza as trajetórias dos marcadores que definem os diferentes movimentos, reproduzindo o movimento com o modelo músculo-esquelético, permitindo a sua análise mais detalhada.

Este capítulo aborda os princípios teóricos dos diferentes sistemas de análise, utilizados durante a recolha dos dados experimentais.

### 4.1 Plataforma de Forças

#### 4.1.1 Introdução

Tal como referido anteriormente, o Hóquei em Patins é uma modalidade desportiva que envolve mudanças de direção, remate e patinagem. Tais movimentos geram cargas externas e internas, cuja aplicação pode influenciar o desenvolvimento de crianças nas diferentes fases de crescimento muscular e ósseo.

Essas cargas, consideradas forças internas e externas ao corpo humano durante a locomoção, podem ser investigadas por meio de uma análise cinética. A Cinética é a descrição do movimento humano em termos dessas [68].

As forças internas são as forças geradas pelos músculos e transmitidas pelos tecidos corporais, as forças de tensão transmitidas pelos ligamentos e as forças transmitidas através das áreas de contacto articular [69]. Essas forças incluem o resultado da atividade muscular, força gerada pelo estiramento ou não-contratilidade e elasticidade do tecido mole e fricção interna [68].

Até ao momento não se conhece qualquer tipo de transdutor de força que possa ser utilizado em seres humanos sem intervenção cirúrgica, pelo que as forças internas são calculadas indiretamente. O procedimento indireto utilizado para calcular as forças internas na

articulação do tornozelo, do joelho e da anca é a Dinâmica Inversa, que recorrendo aos dados cinemáticos, determina as forças, momentos e ângulos articulares [70][71]. Atualmente utilizam-se Softwares apropriados para facilitar e agilizar esses cálculos, como é o caso do software “OpenSim”.

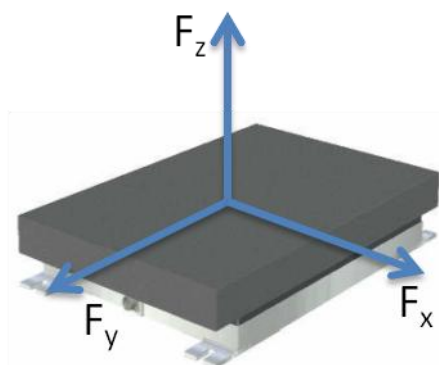
As forças externas são classificadas como força de reação do solo (FRS), forças geradas por outras pessoas, cargas externas ou resistência [68]. Essas forças representam as interações físicas entre o corpo e o ambiente e são as forças que causam o movimento do corpo pelo espaço. Quando se realiza um deslocamento em que existe o contacto com o solo, para que seja possível a realização do movimento e vencer a resistência contacto do pé com o chão, é necessário a existência de uma força externa [72]. A FRS é a força externa normalmente utilizada na investigação da marcha humana [70], corrida e de outros tipos de movimentos humanos. Os instrumentos de medição capazes de medir as forças externas é a plataforma de forças (PF), uma vez que avaliam a FRS sobre o aparelho locomotor humano com um objetivo de avaliar parâmetros biomecânicos.

A PF foi um dos instrumentos utilizado no estudo comparativo dos diferentes movimentos definidos, para avaliar a FRS entre a criança normal e a criança patológica, praticantes de hóquei em patins. Para isso, as duas crianças realizaram diferentes passagens em cima de duas PF, com e sem patins, de forma a calcular os coeficientes de variação e a comparar os resultados obtidos.

#### 4.1.2 Constituição da Plataforma de forças

As PF utilizadas no presente estudo consistem em duas superfícies rígidas retangulares, uma superior e uma inferior, que utilizam células de carga com transdutores do tipo “*strain gauge*” (*extensómetros*), colocados nos quatro cantos. Esses transdutores são dispositivos elétricos, contendo uma resistência elétrica, que varia em função da deformação mecânica dos mesmos, que por uma vez é proporcional à força aplicada [73].

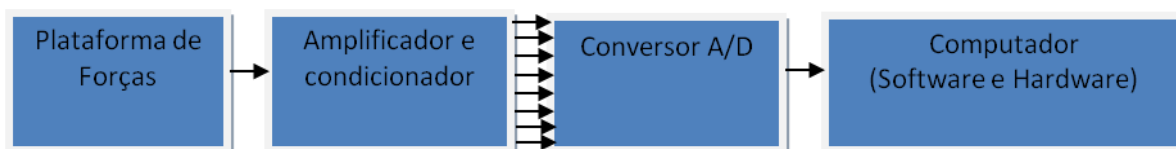
As PF são normalmente montadas no chão de tal forma que a sua superfície superior fique nivelada com o chão e a sua parte inferior fixa ao chão, evitando vibrações de qualquer parte da plataforma e para que seja possível andar normalmente sobre ela. As plataformas de força retangulares, medem as três componentes da FRS, com os quatro sensores de força, registrando a força aplicada nas direções médio-lateral ( $F_x$ ), antero-posterior ( $F_y$ ) e vertical ( $F_z$ ) (Figura 11), assim como os momentos (ou torques) das forças ( $M_x$ ,  $M_y$  e  $M_z$ ) que atuam na plataforma.



**Figura 11** – Plataforma de forças (PF) retangular que mostra a superfície superior e inferior (adaptado de [152]).

#### 4.1.3 Aquisição, Normalização e Filtragem do Sinal

À medida que a criança pisa a PF, a força aplicada sobre ela é detetada pelos sensores, e os respetivos sinais analógicos, enviados para o amplificador. Seguidamente, após a amplificação, o sinal analógico é convertido em sinal digital a fim de serem processados no computador. A Figura 12 representa o esquema utilizado para a recolha dos dados experimentais da PF. A comunicação entre esses equipamentos é feita por meio de cabos elétricos que estão representados por setas (Figura 12).



**Figura 12** – Representação esquemática do sistema de aquisição e processamento do sinal das plataformas de forças.

Todos os dados adquiridos de outros sistemas foram sincronizados com os dados da PF por meio de um cabo elétrico que ligava ao conversor A/D da PF e com o auxílio do computador era enviado um impulso para todos os sistemas.

Um dos cuidados a ter durante os ensaios é garantir que o pé assente totalmente na superfície da PF. Caso isso não se verifique, não se poderá considerar essa aquisição [74].

Devido às interferências que podem surgir no sinal adquirido da PF, diferentes autores [75] [76] [77], recomendam a utilização de um filtro passa-baixo Butterworth de quarta ordem, com uma frequência de corte de 8 Hz, com um atraso de fase zero, durante o processamento dos seus dados.

Devido à variabilidade do movimento humano, para que seja possível comparar os dados dos diferentes ensaios das PF, é necessário a sua normalização tanto em amplitude como em tempo. A normalização da amplitude pode ser feita através do valor do peso corporal (PC) da criança. A normalização temporal é obtida exprimindo a escala de tempo de apoio do pé nas plataformas, a tempos relativos entre 0% e 100%, por interpolação [78].

#### 4.1.4 Avaliação Postural

O equilíbrio Postural é uma atividade complexa que envolvem o sistema nervoso central e periférico, e todo o sistema musculoesquelético [79][80].

Segundo os investigadores da área do movimento humano, a literatura usada para definir os termos posição, postura, equilíbrio e estabilidade, nem sempre são usados com o mesmo significado. Para que seja clara a interpretação destes termos é estabelecida uma definição para cada um deles que mais se adequa ao estudo realizado [81][82][83][84][85][86][87].

A definição utilizada para definir posição e postura foi a de Zatsiorsky [81], devido ao rigor com que está definida comparativamente a outros autores [82][83][84][85][86][87]. Mecanicamente, o corpo humano pode ser definido como um sistema de segmentos corporais rígidos conectados por articulações. De acordo com Zatsiorsky [81], pode-se definir a posição de um corpo pela sua localização, orientação ou atitude e configuração articular ou postura. O termo localização refere-se à determinação de um ponto do corpo no espaço, usualmente determinado pelo centro de massa (CM)<sup>1</sup> ou pelo centro de gravidade (CG)<sup>2</sup>. Quando o termo postura é adotado para um corpo com vários segmentos, como é o caso do corpo humano, este se refere à configuração dos ângulos articulares formados pelos segmentos corporais, sem considerar o sistema de referência externo (gravidade) [81].

O termo equilíbrio é usado segundo as definições de Nichols e de Horak, e Shumway-Cook [85] [86] [87], por significarem precisamente equilíbrio postural, completando-se e descrevendo bem esse termo. Segundo Nichols [85] o termo equilíbrio descreve “a capacidade do individuo manter ou mover o seu corpo numa postura ereta distribuindo o seu peso por forma a não cair”. Para Horak e Shumway-Cook[86] [87], o equilíbrio postural é “a condição

---

<sup>1</sup> CM é um único ponto associado com todo o corpo, em torno do qual a massa corporal está igualmente distribuída em todas as direções. Na análise de um corpo submetido à força da gravidade, o CM pode também ser considerado como o CG.

<sup>2</sup> CG é o centro das forças gravitacionais agindo sobre todos os segmentos do corpo humano, se move como se a força gravitacional sobre todo o corpo agisse apenas neste ponto e é um conceito análogo ao CM.

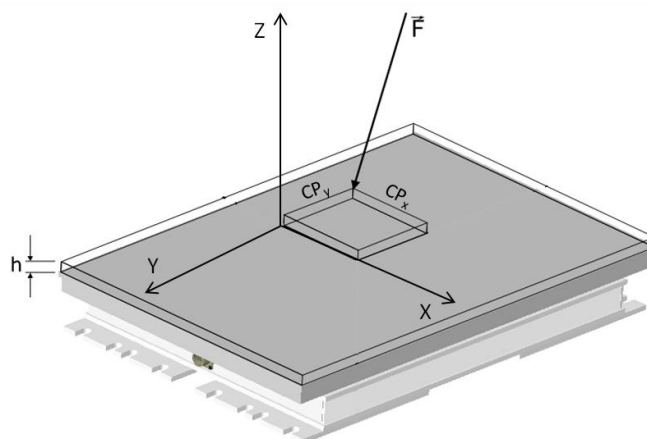
em que todas as forças atuantes no corpo estão equilibradas no CM que é controlado relativamente à base de apoio, numa posição particular ou durante os movimentos”. O controlo do equilíbrio pode ser uma reação em resposta às forças externas que deslocam o CM, ou uma antecipação às forças desestabilizadoras geradas internamente, impostas pelos movimentos do próprio corpo [85][86][87].

O equilíbrio pode ser avaliado durante quatro tarefas, tais como: postura em pé estática, postura em pé com perturbação, postura em pé durante a execução de movimentos voluntários e postura em pé durante a execução de movimentos voluntários com perturbação [88]. Além dessas quatro condições também podemos incluir a postura em pé natural, ou seja, postura onde qualquer movimento é permitido [89].

Um dos parâmetros avaliados nos estudos de equilíbrio postural recorrendo a PF é o centro de pressão (CP). O CP é o ponto de aplicação através da qual uma única força resultante parece atuar sobre a superfície de apoio, embora na realidade a força total é composta por inúmeros vetores de forças pequenas, espalhadas por uma área finita sobre a superfície da PF, representando um resultado coletivo do sistema de controlo postural e da força da gravidade [74]. O parâmetro CP é portanto uma medida de posição definida por duas coordenadas na superfície da PF de acordo com a orientação do sujeito avaliado, isto é, nas direções antero-posterior ( $CP_y$ ) e médio-lateral ( $CP_x$ ), calculados como:

$$CP_y = \frac{-h.F_y + M_x}{F_z} \quad (1) \quad \text{e} \quad CP_x = \frac{-h.F_x - M_y}{F_z} \quad (2),$$

em que  $h$  é a altura da base de apoio acima da PF (por exemplo, um tapete sobre a PF). A variável  $F_y$  é a força antero-posterior, a variável  $F_x$  é a força médio-lateral, a variável  $F_z$  é a força vertical, a variável  $M_x$  o momento médio-lateral e a variável  $M_y$  o momento antero-posterior. A Figura 13 representa a força aplicada na superfície da PF e os seus CP [74].



**Figura 13** – Representação do ponto de aplicação da força  $\vec{F}$  e da camada de revestimento com espessura  $h$ , na superfície da PF (adaptado de [152]).

O CP é influenciado pela posição do centro de gravidade (CG). Mas CG e CP são distintos. O deslocamento do CG é causado pelo movimento dos segmentos corporais enquanto o deslocamento do CP é provocado pela variação da FRS, pela aceleração do CG, pelo momento de inércia do corpo e pelas forças musculares aplicadas no tornozelo [82].

A oscilação do CG é a grandeza que realmente indica o balanço do corpo enquanto a grandeza do CP é resultado da resposta neuromuscular ao balanço do CG indicando a posição do vetor resultante da FRS [90]. Essas duas grandezas expressam conceitos diferentes mas, em situações específicas, como na postura ereta estática, podem apresentar variações semelhantes [91].

Embora a determinação do CG seja possível, os métodos descritos ainda não são muito precisos havendo algumas limitações. Por essa razão o método mais utilizado para avaliar o equilíbrio corporal é a medida do CP, da força aplicada e os momentos das forças que atuam na PF [90].

Assim, uma PF permite então avaliar o equilíbrio do corpo medindo o seu CP, o seu CG, as forças medio-lateral, antero-posterior, as forças verticais e os seus momentos ou torques.

## 4.2 Electromiografia

### 4.2.1 Introdução

A locomoção humana é feita através do sistema esquelético e do sistema muscular que conduzem os seus movimentos por ativação muscular. Por meio do movimento coordenado das suas partes, os organismos podem mudar a sua posição no espaço e aplicar forças mecânicas no ambiente. Além da locomoção, os músculos são requisitados para processos de transporte dentro do corpo, como a condução de fluidos nos sistemas cardiovascular e gastrointestinal ou no transporte de gases no sistema respiratório. A contração muscular e a produção de força são provocadas pela mudança relativa de posição de várias moléculas ou filamentos no interior do arranjo muscular. O deslizamento dos filamentos é provocado por um fenómeno elétrico conhecido como potencial de ação. O potencial de ação resulta da mudança no potencial de membrana que existe entre o interior e o exterior da célula muscular. O registo dos padrões de potenciais de ação é denominado Electromiografia (EMG) [92].

A EMG consiste então no registo da atividade elétrica dos grupos musculares durante a realização do movimento, através da deteção do potencial elétrico muscular, que acontece



entre elétrodos [93]. Atualmente existem duas formas diferentes de recolher esses sinais: a Electromiografia de profundidade (EMGp) e a Electromiografia de superfície (EMGs). A EMGp baseia-se na colocação dos elétrodos no interior do músculo em contacto direto com as fibras musculares, recorrendo à utilização de elétrodos de agulha ou elétrodos de fio de arame. Esta forma de recolher o sinal de EMG é recomendada quando se pretende estudar os potenciais de um pequeno número de unidades motoras das fibras musculares localizadas próximas do elétrodo de deteção. Sendo, portanto, uma técnica limitativa quando pretendemos estudar o comportamento global dos músculos e as relações de atividade que estabelecem entre si nas diferentes formas de coordenação muscular. A EMGs já permite o registo da soma de atividade elétrica de todas as fibras musculares ativas, recorrendo a elétrodos de superfície, colocados na superfície da pele. A possibilidade de uma análise global do comportamento dos músculos, o fácil manuseamento e o controlo do experimentador, e o maior conforto para o paciente levou à escolha desta técnica para o presente estudo [93].

O processo de interpretação do EMG possibilita uma visão da global da coordenação da atividade muscular. Esse processo é abrangente e pode envolver inúmeras situações do conhecimento biomecânico, como a proposta de correlacionar uma atividade desportiva com a atividade elétrica do músculo [93].

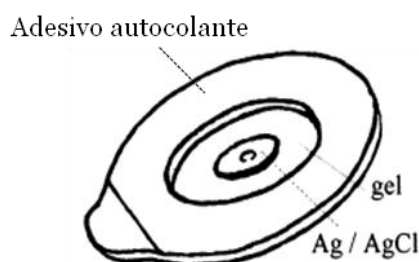
Por esta razão, o estudo da atividade elétrica da criança com joelhos valgos praticante de hóquei em patins torna-se fundamental na compreensão desta patologia analisando as diferenças entre a atividade elétrica de uma criança com patologia da criança normal. De seguida descreve-se com maior detalhe o processo de recolha do sinal EMG e as suas técnicas de análise e processamento.

## **4.2.2 Aquisição do sinal**

### **4.2.2.1 Elétrodos de superfície**

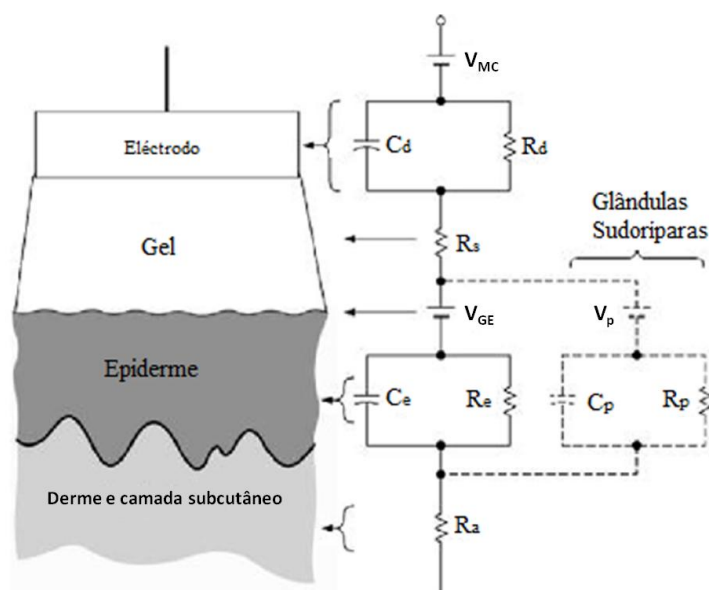
Os elétrodos de superfície são sensores colados à superfície da pele, que detetam e captam o sinal elétrico produzido pelo músculo, que se propaga até à superfície da pele [94]. O material e a sua construção devem permitir o melhor contacto possível com a pele diminuindo a impedância de contacto para não afetar diretamente a qualidade do sinal. Existe uma grande variedade de elétrodos, caracterizados pelas suas dimensões físicas, tecnologia, material de construção e forma [95], embora os mais utilizados e recomendados são os de cloreto de prata (Ag/AgCL), pela sua estabilidade, reduzido ruído e baixa impedância associado a um gel

condutor contido na zona envolvente do eléctrodo, garantindo um melhor contacto com a pele (Figura 14) [96][97].



**Figura 14** – Eléctrodo de superfície de Cloreto de Prata (adaptado de [96]).

A ligação eléctrica entre o eléctrodo e a pele através do gel eletrólito, permite que o sinal eléctrico produzido durante a contração das fibras musculares, atinga a superfície da pele alterando a concentração de iões do eletrólito. Este processo eletroquímico (reações de oxidação-redução), permitem a troca de eletrões entre o eletrólito e o eléctrodo, originando a corrente eléctrica quando ligado a um circuito electrónico. A Figura 15 apresenta o circuito equivalente da interface eléctrodo/pele, incluindo o gel/eletrolito e as três camadas principais de pele. Este circuito mostra-nos o potencial de meia célula,  $V_{MC}$ , e o potencial entre o gel eletrólítico e a pele,  $V_{GE}$ , que podem causar artefactos de movimento no caso do eléctrodo Ag/AgCl se descolar. A resistência,  $R_d$  e o condensador,  $C_d$  em paralelo, representam a impedância entre a camada formada pelo eléctrodo/gel. A resistência em série  $R_s$  é a resistência efetiva associada aos efeitos da camada de gel entre o eléctrodo e a pele.



**Figura 15** – Circuito equivalente da interface completa do eléctrodo/pele (adaptado de [96]).

epiderme e o gel eletrólito. A camada da epiderme, muda constantemente e é representa por uma impedância eléctrica (circuito RC em paralelo). Há também uma combinação,  $R_p C_p$

paralelo, em série com o potencial,  $V_p$ , que representa as glândulas sudoríparas, (Figura 15), e que não têm nenhum impacto no sinal EMG adquirido. A derme e a camada subcutânea comportam-se de um modo geral como resistências puras,  $R_a$ . Elas geram potenciais insignificantes de corrente contínua [96].

Na recolha do sinal de EMG existem duas configurações possíveis dos eléktrodo, unipolar e bipolar. A configuração monopolar, (Figura 16 a)) utiliza apenas um eléktrodo de superfície sobre a pele e o eléktrodo de referência (eléktrodo terra). Esta técnica encontra-se obsoleta e por isso em desuso [98].

A configuração bipolar, (Figura 16 b)), a mais utilizada em estudos que envolvem exercícios de contração voluntária, consegue uma maior resolução espacial e um aumento da rejeição de ruído pelo facto de ter uma alta taxa de rejeição em modo comum [98] [94]. Esta técnica consiste em colocar dois eléktrodo de deteção na superfície da pele, além do eléktrodo de referência, medindo assim a diferença de potencial na pele por duas superfícies em relação ao eléktrodo de referência, (Figura 17).

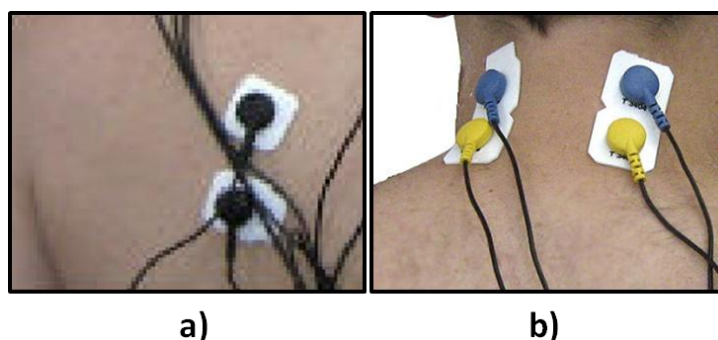


Figura 16 – Configuração a) monopolar e b) bipolar (adaptado de [170]).

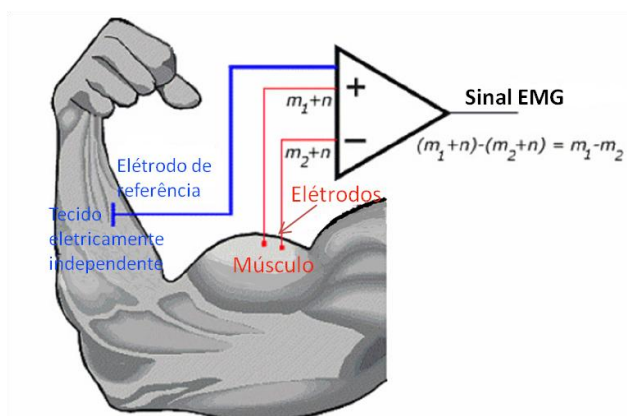


Figura 17 – Esquema representativo de um amplificador diferencial, onde o sinal EMG é representado por "m" e o sinal de ruído por "n". (adaptado de [169]).

Desta forma os dois sinais captados nas superfícies de deteção são posteriormente enviados para um amplificador diferencial que elimina o sinal comum aos dois elétrodos e amplifica a sua diferença ( $m_1 - m_2$ ) [94][97].

Os elétrodos utilizados em EMGs podem ainda ser divididos em dois grupos: ativos e passivos [97]. Os elétrodos passivos, limitam-se a detetar a atividade elétrica e a enviá-la por cabo ou por telemetria para amplificador do aparelho de EMG, não tendo assim uma amplificação no próprio elétrodo. Desta forma, são mais vulneráveis a ruídos provocados pelos cabos e, tratando-se de sinais de fraca amplitude, é aconselhável que a distância entre a deteção do sinal e a sua amplificação seja o mais curta possível e sujeita ao mínimo de movimento [99] [100]. No entanto, são mais económicos que os ativos e com uma adequada eletrónica auxiliar é possível uma correta aquisição do sinal [97].

Pelo que foi referido anteriormente houve a necessidade de utilizar elétrodos ativos, (Figura 18), que contêm no interior da estrutura do elétrodo um pré-amplificador diferencial que subtrai e amplifica o sinal logo à saída da pele.



**Figura 18** – Esquema de um elétrodo ativo (adaptado de [172]).

Desta forma, o ruído provocado pelo movimento dos cabos é desprezado adicionando um sinal já amplificado, que faz com que o sinal que chega ao aparelho de EMG seja o mais puro possível [97].

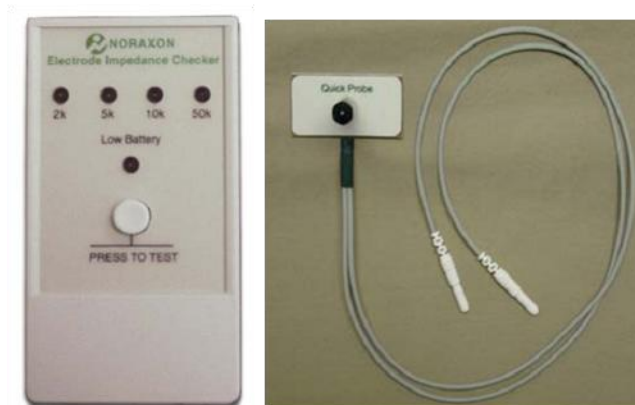
#### **4.2.2.2 Colocação dos elétrodos**

A correta colocação dos elétrodos tem uma influência direta na qualidade do sinal de EMG e na sua amplitude. A colagem do elétrodo à pele, por si só, não é suficiente para que a qualidade do sinal EMG esteja assegurada. É importante que se assegure: 1. Uma boa preparação da pele, 2. Que o ponto de colocação do elétrodo no respetivo músculo seja o

correto, 3. Que a orientação em relação às fibras musculares seja a correta, 4. Que a distância de colagem entre os elétrodos (bipolares) fique aproximadamente dentro do valor recomendado e 5. Que o elétrodo de referência ou elétrodo de terra seja colocado corretamente [93].

Uma correta preparação da pele permite a redução da impedância provocada pela sua interface, sendo que, quanto menor a impedância melhor o sinal adquirido. Para uma boa preparação da pele, são recomendados os seguintes procedimentos: 1. Depilar a área do músculo onde se vão colocar os elétrodos; 2. Remover a superfície morta da pele por abrasão com uma lixa apropriada; 3. Limpar com álcool, para limpar a pele e eliminar gorduras, células mortas ou outros vestígios que reduzem a qualidade da interface elétrodo/pele; 4. Deixar um intervalo de tempo entre a colocação dos elétrodos e o início da recolha, não inferior a 5 minutos [97] [96] [101][102][103].

Mesmo depois de preparar a pele, é necessário usar um medidor de impedância (Figura 19) para medir a sua impedância da pele, permitindo verificar se esta está dentro dos valores aceitáveis, antes de colocar os elétrodos para o exame de EMG [104].



**Figura 19** - Medidor de impedância da Noraxon e o elétrodo de teste (adaptado de [104]).

O medidor de impedâncias utilizado para este efeito é composto por leds de diferentes cores que identificam os níveis de impedância de 2k $\Omega$ , 5k $\Omega$ , 10k $\Omega$  e 50k $\Omega$ , (Tabela 3). Se a preparação da pele for a correta, surge apenas uma luz de cor verde. Se a pele estiver mal preparada, surgem os indicadores luminosos todos acesos, desde o verde até ao vermelho. Como já foi dito anteriormente, a área que foi preparada precisa de cerca de 5 minutos para chegar a uma condição elétrica estável. No primeiro minuto observa-se uma diminuição da resistência elétrica de mais de 50%, principalmente devido a alterações químicas no interior das camadas da pele. Nos restantes minutos a resistência tende a estabilizar para os valores entre 2 a 5 K $\Omega$  [104].

A localização dos músculos pode também interferir com a qualidade do sinal. Os elétrodos não devem ser colocados no ponto motor do músculo que corresponde normalmente, mas não sempre, à projeção cutânea do centro da zona de inervação do músculo. Um ponto motor é um péssimo local para a deteção do sinal EMG (para elétrodos diferenciais), pois nesta região os potenciais de ação viajam em ambas as direções, fazendo com que as fases positivas e negativas dos potenciais de ação possam ser subtraídos, cancelando-os [100][105]. A Figura 20 mostra os locais de colocação dos elétrodos nos respetivos músculos dos membros inferiores. A seleção destes locais foi feita recorrendo a investigações já efetuadas [106].

Tabela 3 – Identificação dos níveis de impedância do Medidor (adaptado de [104]).

Indicador luminoso do Medidor de Impedância	Leitura da Impedância da pele
<div><div></div><div>2k</div><div></div><div>5k</div><div></div><div>10k</div><div></div><div>50k</div></div>	Muito bom Estado
<div><div></div><div>2k</div><div></div><div>5k</div><div></div><div>10k</div><div></div><div>50k</div></div>	Bom e recomenda-se a realização do exame
<div><div></div><div>2k</div><div></div><div>5k</div><div></div><div>10k</div><div></div><div>50k</div></div>	Aceitável para exame
<div><div></div><div>2k</div><div></div><div>5k</div><div></div><div>10k</div><div></div><div>50k</div></div>	Evitar o exame
<div><div></div><div>2k</div><div></div><div>5k</div><div></div><div>10k</div><div></div><div>50k</div></div>	Não realizar o exame e efetuar uma segunda limpeza de pele

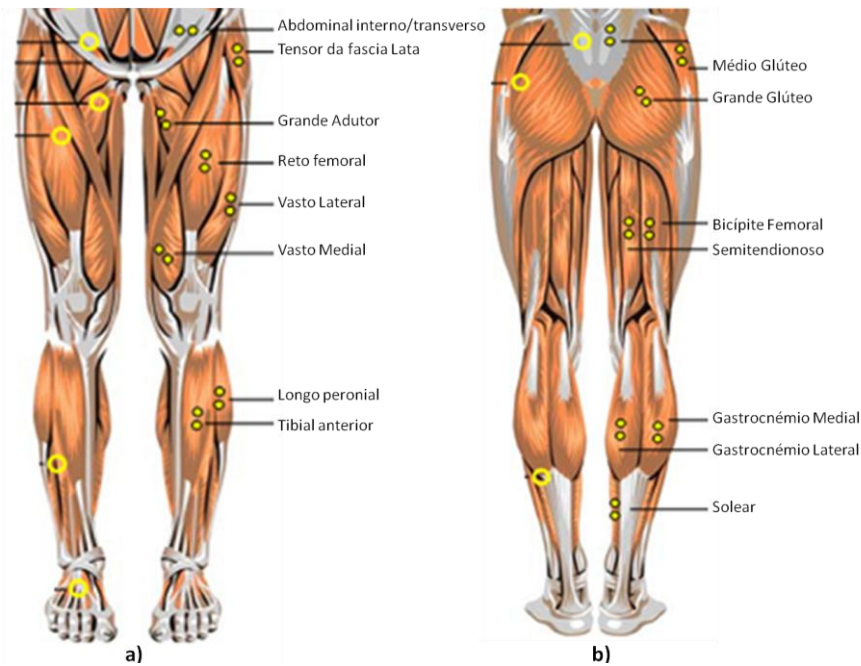
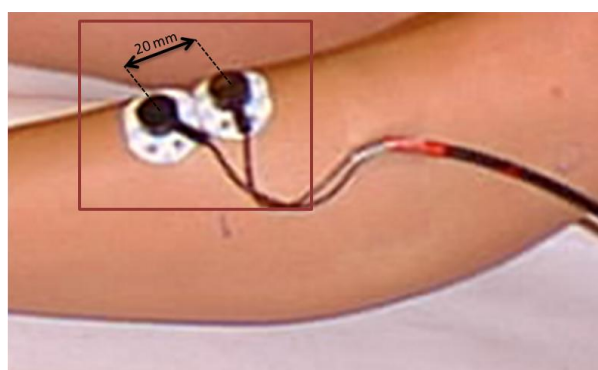


Figura 20 – Posições anatômicas para colocação dos elétrodos em a) vista frontal e b) vista dorsal nos Membros inferiores (adaptado de [106]).

Segunda a literatura, vários autores defendem que a zona de maior estabilidade para medir o sinal de EMG localiza-se entre o ponto motor mais distal e o tendão [105] [97]. No entanto esta constatação, que surge como válida para contrações estáticas, não surge nas contrações dinâmicas como nas complexas ações desportivas, onde se verifica deslocação dos elétrodos. Por esse motivo, nas contrações dinâmicas e para os músculos fusiformes a colocação dos elétrodos deve ser o mais próximo possível do meio do ventre muscular, de forma a obter potenciais máximos e assegurar uma ampla superfície de músculo para a colocação estável dos elétrodos [93] (Figura 20).

Outro aspeto também importante é a orientação dos elétrodos em relação às fibras musculares. Os elétrodos poderão ser colocados sobre a superfície da pele segundo a orientação longitudinal ou transversal, (Figura 20) [107]. A orientação normalmente utilizada, a longitudinal, a linha que une as duas superfícies de deteção deve ser paralela à orientação das fibras musculares, consistindo na colocação dos elétrodos entre o ponto motor do músculo e as fibras musculares, enquanto a orientação transversal consiste na colocação dos elétrodos o mais próximo possível do ponto motor e o mais próximo possível do tendão de forma a maximizar a distância entre os músculos vizinhos [107] [108].

Como atualmente todas as recolhas de EMG são feitas com elétrodos bipolares, na maioria dos casos descartáveis e vendidos separadamente, devemos também respeitar a distância de colagem entre eles. Segundo as recomendações feitas pelo SENIAM [97], a sua colagem deve ser feita com 20 mm de distância (Figura 21), por se tratar da distância onde a amplitude do sinal EMG é maior, e no caso de músculos pequenos a distância entre elétrodos não deve exceder  $\frac{1}{4}$  do comprimento das fibras musculares [97].



**Figura 21** – Distância entre as superfícies de deteção de um elétrodo (adaptado de [97]).

Por fim é importante ainda referir a posição do elétrodo de referência ou elétrodo de terra no qual deverá ser colocado onde a atividade muscular é mínima para reduzir os ruídos provenientes da diferença entre os pontos de referência do corpo humano e dos equipamentos. Segundo o SENIAM [97] recomenda que sejam utilizadas, dependendo dos

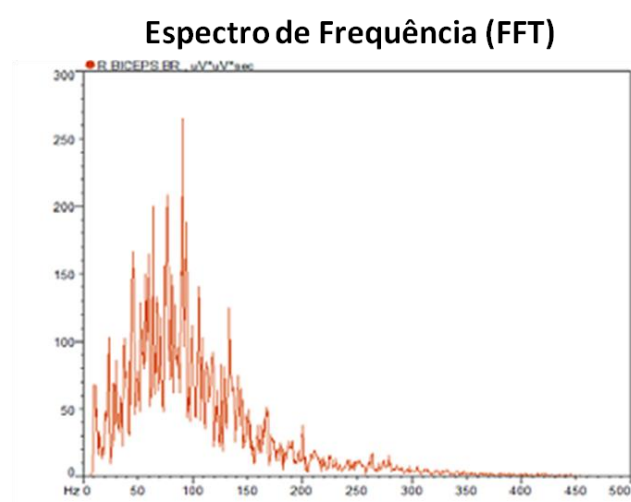


músculos analisados, as regiões do punho, tornozelo ou processo espinhal C7 e à ainda quem recomende a rótula, dependendo dos membros a analisar [109].

#### 4.2.2.3 Inspeção da qualidade do sinal EMG

Antes de iniciar a recolha de um sinal EMG é fundamental que seja feita uma inspeção visual da linha de base. Este passo é muito importante e baseia-se num teste de aquisição do sinal EMG quando o paciente se encontra em repouso, verificando se a sua linha de base não está contaminada com algum tipo de interferências (Anexo A). A linha de base do sinal EMG está alterada quando não existem contrações dinâmicas ou estáticas e esta não permanece na linha zero ou contem pequenos picos de oscilações na sua amplitude. As alterações da linha de base podem ser evitadas, identificando a sua origem e corrigindo-as [106].

Por vezes a verificação visual da linha de base não é suficiente para verificar a sua qualidade, visto que as pequenas alterações nos picos de amplitude da linha de base pode não ser perceptíveis ao olho humano. Por esse motivo, recorre-se a uma análise de distribuição de frequências. Essa análise é feita com o auxílio de um computador que permite uma fácil e rápida verificação da distribuição de frequências do sinal EMG através do cálculo de uma “Fast Fourier Transformation (FFT)” [34]. Segundo as recomendações SENIAM [97], após a aplicação de um filtro passa-banda entre os 10 Hz e os 500 Hz ao sinal EMG (ver ponto 4.2.3.2), seguido do cálculo da FFT, a maior parte da distribuição de energia deverá situar-se entre os 20 Hz e os 250 Hz de frequência (Figura 22) [97].



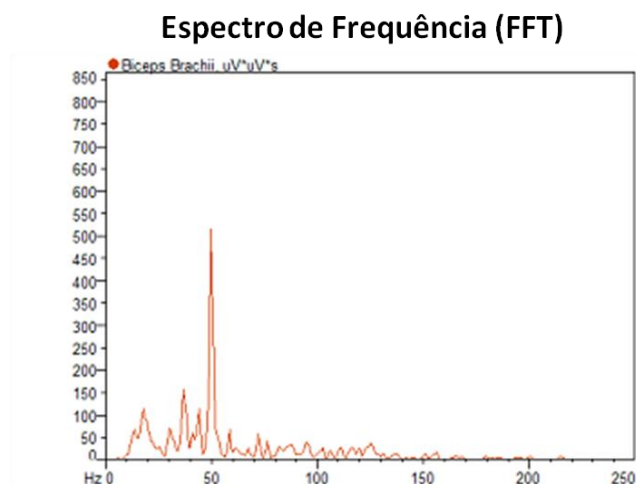
**Figura 22** - Espectro de frequência (FFT) de um sinal de EMGs com a maior parte da distribuição de frequências a situar-se entre 20 e 250 Hz (adaptado de [106]).



Para realizar um teste de verificação do sinal de EMG, sugere-se ao paciente que contraia o músculo a investigar contra um objeto que lhe permita uma resistência estática e mede-se esse sinal durante 3 a 5 segundos. De seguida analisa-se a distribuição de frequências através da FFT, durante 1 segundo. Nessa análise poder-se-á:

- detetar um pico de frequências em torno da gama de frequências entre 10-20 Hz proveniente dos artefactos mecânicos;
- detetar um pico de frequência proveniente de interferências eletromagnéticas localizado nos 50 Hz, (Figura 23);
- observar que a partir da gama de frequência entre 200 e 250 Hz as curvas da FFT diminuem até chegar a zero, não havendo qualquer tipo de picos de energia atípicas, especialmente fora da gama de frequência de maior distribuição de energia (20-250 Hz), (Figura 22).

O passo seguinte da análise do sinal de EMG é o processamento dos dados recolhidos.



**Figura 23** – Espectro de frequência (FFT) de um sinal de EMGs contaminado com um pico de frequência proveniente de interferências eletromagnéticas localizado nos 50 Hz (adaptado de [106]).

#### 4.2.3 Processamento do sinal

O processamento do sinal EMG pode ser feito de duas formas, no domínio temporal e no domínio das frequências. Ambas as representações do sinal EMG são equivalentes, isto significa que, quer uma forma quer outra especificam todas as características do sinal. No entanto, embora equivalentes, cada uma das representações realça aspetos particulares [93] [110].

A representação no domínio das frequências é chamada de espectro do sinal, apresentando o intervalo de frequências pela qual o sinal possui valores significativos de energia, (Figura 22). Apesar do espectro se distribuir numa gama de frequências entre os 0 Hz e os 1000Hz, tal como foi referido no ponto 4.2.2.3, é na gama de frequências entre 10 Hz a 500 Hz que a informação do sinal EMG é relevante [110] [111].

A representação no domínio do tempo consiste em termos genéricos, na preparação do sinal de forma a avaliar, qualitativamente e quantitativamente, a variação da sua amplitude ao longo do tempo. Sabe-se ainda que no domínio do tempo a atividade elétrica muscular quando medida com elétrodos de superfície apresenta amplitudes que variam entre 10  $\mu$ V e 5 mV pico a pico [93] [110].

No estudo realizado adotou-se um processamento e uma análise do sinal EMG no domínio temporal embora se tenha recorrido ao espectro de frequências para uma inspeção da qualidade do sinal EMG como recomendado no ponto 4.2.2.3.

Portanto, o processamento e análise do sinal EMG faz-se utilizando um conjunto de processos de transformação, tais como, filtrar, retificar, suavizar, determinar curvas médias, normalizar e calcular variáveis.

#### **4.2.3.1 Sinal EMG em Bruto**

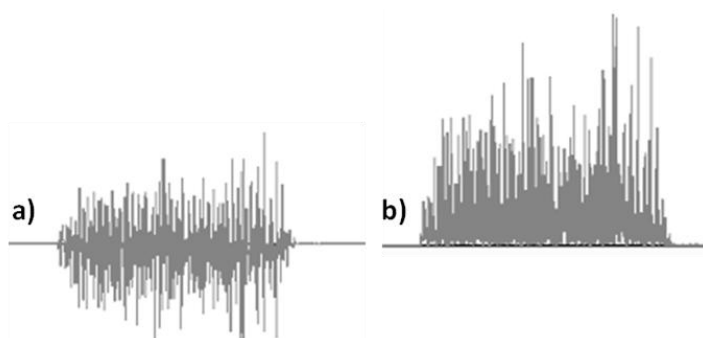
Numa primeira fase, o sinal EMG em bruto permite uma avaliação qualitativa do padrão de atividade dos músculos envolvidos e despiste de artefactos, através da análise dos períodos de atividade e silêncio ("on" ou "off") [93] (padrão visual de curvas de amplitude, frequência e duração). Esta primeira avaliação permite verificar se nestes períodos, apresentam um leque de amplitudes que varia entre 10 microvolts e 5 milivolts pico a pico, respetivamente, com média igual a zero e desvio padrão da ordem dos microvolts [93] [97].

Por vezes, surge uma componente contínua (CC) no sinal EMG, que provoca um deslocamento da linha de base do sinal, devendo-se a fenómenos eletroquímicos entre os elétrodos e a pele [93] ou por limitações dos amplificadores utilizados [100]. É por isso necessária a eliminação desta componente do sinal de EMG em bruto antes de iniciar o seu tratamento.

#### 4.2.3.2 Filtragem, Retificação e suavização digital

A filtragem digital é uma técnica de processamento digital, que consiste em submeter o sinal EMG em bruto a filtros, de modo a separar o sinal contaminado com ruído, interferência ou outro tipo de sinal, do sinal de EMG [106]. O sinal em bruto, depois de recolhido, necessita quase sempre de uma filtragem digital, para se suprimir as oscilações de frequência, acima e abaixo, dos valores de EMG relevantes. Para isso, recorre-se a um filtro passa-banda, com as baixas frequências compreendidas entre 10-20 Hz e as altas frequências compreendidas entre os 300-500 Hz, limites estes que “cobrem” a gama de frequências necessárias ao estudo do sinal [97].

A retificação do sinal de EMG (Figura 24), consiste numa operação de transformação de uma curva com valores positivos e negativos, de média igual a zero, numa curva de valores absolutos, todos positivos, para permitir a posterior integração do sinal. A sua retificação pode ser feita de duas formas distintas: eliminando os valores negativos (retificação de meia onda), ou adicionando-os aos positivos (retificação de onda completa). A segunda é mais utilizada, uma vez que retém toda a energia do sinal. Esta operação de transformação é normalmente realizada nos programas de processamento de sinal através da função “ABS”, isto é, transformar todo o sinal de EMG em valores absolutos [93].

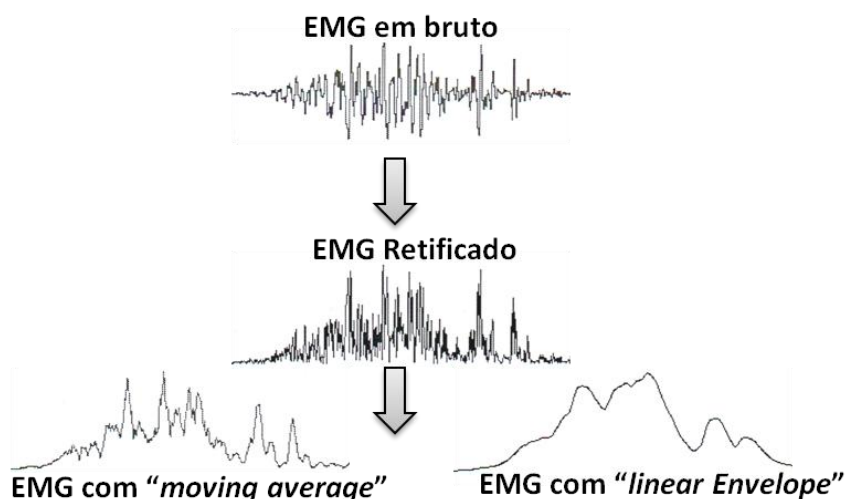


**Figura 24** – a) Sinal de EMG em bruto e b) o mesmo sinal de EMG retificado (adaptado de [106]).

Para reduzir a variabilidade dos picos que caracteriza o sinal de EMG, recorre-se à suavização da curva “*smoothing*” [93], de forma analógica ou digital, eliminando as variações muito bruscas dos valores de amplitude do sinal retificado [93].

A operação digital que equivale à suavização do sinal de EMG é designada de “*averaging*” [100]. Ao recorrer a valores médios de pequenos intervalos de tempo, removem-se as oscilações mais bruscas do sinal. Para isso o sinal, depois de retificado, é integrado e

dividido pelo intervalo de tempo correspondente à janela definida. As técnicas utilizadas atualmente permitem que a janela definida para calcular a média das amostras seja móvel (“*moving average*”) (Figura 25), percorrendo progressivamente toda a curva.



**Figura 25** – Sinal de EMG em bruto, retificado, suavizado com “*moving average*” de 10 amostras e suavizado com “*linear Envelope*” com um filtro passa-baixo de 10 Hz (adaptado de [93]).

Uma outra técnica de suavização pode ser obtida através da determinação da envolvente da curva (“*linear Envelope*”) (Figura 25). Este procedimento consiste na aplicação de um filtro passa-baixo à curva retificada pelo mesmo valor de frequência utilizado na retificação, que deverá estar entre os 8 Hz e os 10 Hz. Este procedimento serve para reduzir o sinal de EMG aos níveis de frequência que caracterizam os movimentos desportivos [93] [76].

#### 4.2.3.3 Normalização da Amplitude e do Tempo

A grande variabilidade intra-sujeito e inter-sujeito que o sinal de EMG apresenta é um dos principais obstáculos verificados na sua análise experimental. O valor absoluto da intensidade do sinal EMG fornece pouca informação, principalmente quando os sinais são de indivíduos diferentes ou do mesmo indivíduo em momentos diferentes. Para solucionar esta limitação, recorre-se à normalização em amplitude das curvas de EMG. Para isso, é necessário transformar os valores absolutos de amplitude das diferentes curvas que se pretende comparar, em valores relativos de uma amplitude de referência. Esta normalização permite comparar os dos valores de EMG obtidos em condições diferentes e possibilitam estudos entre indivíduos [76].

O valor de referência, pode ser obtido por meio de:

- **Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM)** – utiliza-se como referência para normalização o maior valor encontrado numa contração isométrica máxima, para o músculo em questão [76][112].
- **Média dos três picos de atividade num teste de CIVM** – é igual ao método anterior, só que em vez de se considerar o maior valor encontrado de uma contração isométrica voluntária máxima considera-se a média dos três maiores valores de uma contração isométrica voluntária máxima [93].
- **Pico Máximo do Sinal EMG** – Este valor é caracterizado pelo pico do sinal EMG encontrado no movimento ou ciclo estudado (método do pico dinâmico) [113]. A este valor atribui-se 100%, então, todo o sinal EMG é normalizado por esse valor. Segundo Robertson esta seria a melhor forma para se normalizar contrações dinâmicas [110].
- **Valor Médio do Sinal EMG** – utiliza-se como referência para normalização o valor médio do sinal EMG da contração (método da média dinâmica) [113].
- **Valor Fixo do Sinal EMG** – Para se normalizar desta forma, pode-se citar como valor de referência: uma contração submáxima ou uma contração isométrica submáxima [110].

Segundo o autor [110], para movimentos cíclicos, como a marcha, o valor de normalização pode ser definido como o pico máximo de cada tentativa, ou pelo seu valor médio, sendo este ajustado a 100%. Contudo, segundo os autores [113] [76] [114], é reconhecido que o valor de uma CIVM é mais confiável do que o pico máximo do sinal.

A variabilidade do movimento humano afeta não só a amplitude do sinal, mas também a sua duração. A soma de sinais com tempos de amostragem diferentes obriga a adotar uma normalização do tempo. A normalização do tempo consiste na transformação, de uma forma equilibrada e sem alterar a estrutura do sinal, dos sinais de duração diferentes em sinais com o mesmo número de amostras. Na normalização temporal, estabelece-se que o início irá corresponder a 0% e o final a 100%, e através da interpolação gera-se um determinado número de pontos [93] [76].

#### **4.2.3.4**    *Determinação das curvas médias*

Quando se compara o sinal de EMG correspondente ao mesmo movimento entre diferentes ensaios, tendo em conta que um movimento nunca é reproduzido com precisão nas mesmas condições, é frequente recorrer-se a uma curva média representativa de um conjunto

de execuções. Para calcular essa curva é necessário somar todos valores dos diferentes ensaios do mesmo movimento e dividir esses valores pelo seu número de ensaios. Para representar essas curvas médias, é imprescindível assegurar dois aspetos: a sincronização dos distintos sinais que contribuem para a média e sua normalização em tempo [93].

#### 4.2.3.5 Cálculos

Para uma avaliação precisa e objetiva dos sinais de EMG, são necessárias diferentes formas de quantificar a intensidade de ativação muscular, tais como, o valor absoluto médio do sinal EMG (VAM), a raiz quadrada média do sinal (RMS) e o valor do integral EMG (iEMG). Para o presente estudo, utilizou-se o valor RMS do sinal [93].

##### 4.2.3.5.1 Raiz quadrática média do sinal EMG (RMS)

O valor do RMS, do inglês “*Root Mean Square (RMS)*”, corresponde à raiz quadrada da potência média do sinal EMG, para um determinado período de tempo. Esta forma de processamento não requer retificação, pois a amplitude do sinal EMG é elevada ao quadrado [52]. É um dos parâmetros mais utilizados, conjuntamente com a VAM, para medir a amplitude do sinal de EMG, embora seja este o método mais aconselhado [93].

Para cada período de tempo selecionado, a forma de cálculo do RMS do sinal EMG é a seguinte [4],

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N EMG(i)^2} \quad (3)$$

Onde,

*RMS* – Raiz quadrada média do sinal EMG;

*N* – dimensão da janela (número de amostras);

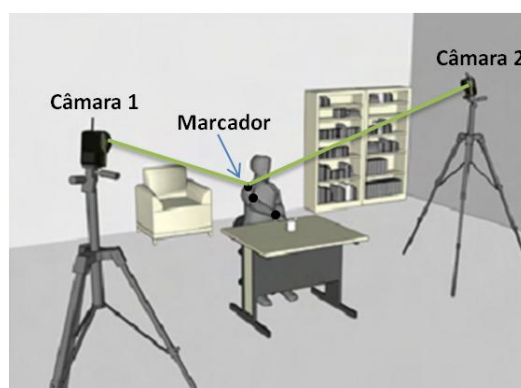
*EMG (i)* – valor dos dados do sinal EMG que estão dentro do período de tempo selecionado.

## 4.3 Captura de Movimento

### 4.3.1 Introdução

Os sistemas de captura de movimento têm sido usados em variadas aplicações, que vão desde a animação digital até ao entretenimento passando pelas análises biomecânicas, atividades desportivas e clínicas. Nas áreas de aplicação desportiva e clínica os sistemas requerem uma excelente precisão e robustez. Embora exista uma ampla variedade de sistemas de captura de movimento [115][116][117], os mais usados no estudo do movimento humano são os sistemas que utilizam tecnologia ótica [115] [117][118] [119].

Normalmente estes sistemas utilizam marcadores, passivos ou ativos, colocados sobre a pele nos pontos anatómicos de interesse [120][121][122]. Apesar de alguns autores descreverem algumas limitações destes sistemas [123][124][125][126] [127] [128], atualmente, são estes os sistemas os mais utilizados em investigação pela sua precisão e popularidade [129]. É através dos seus marcadores que se calcula manualmente ou com digitalização automática, as coordenadas que darão origem às variáveis espaciais, que descrevem o movimento segmentar ou articular em estudo [110]. São assim, os elementos responsáveis pela captura dos movimentos pelas câmaras que permitem a obtenção dos dados experimentais de cinemática. Esses dados de cinemática são usados como modo de registo da posição e orientação dos segmentos do corpo, dos ângulos das articulações, das suas velocidades, e acelerações angulares e lineares correspondentes [70].



**Figura 26** – Esquema de visualização de coordenadas 2D para o cálculo das coordenadas 3D (adaptado de [131]).

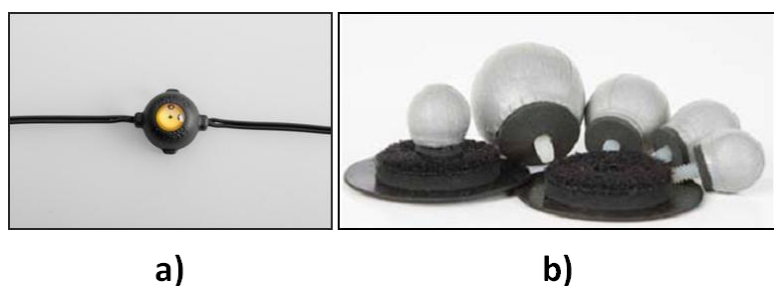
Estes sistemas acompanham as coordenadas 2D de cada marcador, obtidas por duas ou mais câmaras e calculam as coordenadas 3D de cada marcador pelo método da geometria epipolar e por triangulação, com base nos dados 2D e da localização conhecida de cada câmara

[130], (Figura 26). De uma forma geral, duas ou mais câmaras são necessárias para obter a localização dos marcadores, embora alguns marcadores, em determinados movimentos, podem ficar ocultos [131].

A utilização destes sistemas na área clínica, desportiva e na biomecânica prende-se à necessidade de compreender a locomoção humana, que tem sido uma das principais áreas de estudo destes sistemas. A necessidade de estudar as diferenças entre o movimento humano normal e patológico levou a que estes métodos tenham sido utilizados em larga escala de uma forma quantificada [132].

#### 4.3.2 Tipos de marcadores

Os sistemas óticos de captura de movimento podem ser divididos em duas categorias, ativos e passivos. O que distingue estes dois sistemas é o tipo de marcadores que utilizam: o sistema ótico ativo utiliza marcadores ativos enquanto o sistema ótico passivo utiliza marcadores passivos, (Figura 27 a)). Nos sistemas com marcadores ativos utilizam-se fontes de luz própria nos pontos anatómicos de interesse, como por exemplo, leds infravermelhos, lasers, etc [133]. Os marcadores ativos mais utilizados são alimentados e ligados por cabo, enviando uma sequência de pulsos de luz infravermelha para as câmaras. Com apenas um marcador led infravermelho a piscar a cada instante, o sistema consegue identificar e acompanhar cada um dos marcadores. Esta é uma vantagem significativa do sistema ativo em relação ao sistema passivo visto que não existe sobreposição de marcadores podendo estes serem colocados uns ao lado dos outros, não havendo assim marcadores ocultos ou marcadores fantasma. No entanto, esta solução faz com que a taxa de amostragem do sistema diminua com o número de marcadores visto que após acender o primeiro marcador, ele terá de acender todos os outros até regressar novamente ao primeiro marcador.



**Figura 27** – a) Marcadores ativos e b) passivos [131].

Para disso, este sistema permite ainda uma fácil instalação e calibração, uma excelente resolução espacial (0,1 mm), marcadores mais pequenos e um custo de implementação



consideravelmente menor comparativamente com sistemas equivalentes de marcadores passivos [133] [134].

Nos sistemas com marcadores passivos mede-se a luz refletida, que pode ser luz ambiente ou infravermelha, através de marcadores refletores colocados na superfície da pele (Figura 27 b)). Os que utilizam a luz ambiente como luz refletora, podem utilizar camaras de filmar normais para a gravação de vídeos dos movimentos que se pretendem avaliar, sendo esta técnica de captura de movimento considerada uma técnica de digitalização manual de marcadores [134]. Atualmente existem sistemas deste tipo mais avançados com câmaras sensíveis ao infravermelho, permitindo uma frequência de amostragem muito superior às camaras de filmar normais.

Para conseguir detetar um marcador, cada câmara dispõe à volta da lente, leds infravermelhos que estão constantemente a emitir impulsos infravermelhos que serão refletidos pelos marcadores. As lentes possuem filtros IR e sistemas de “*threshold*”, que identificam os marcadores mais brilhantes e suprimem a informação dos objetos menos brilhantes. Devido a sua natureza passiva destes sistemas, a trajetória de cada marcador pode ser identificada com uma etiqueta e monitorizada ao longo de cada ensaio [135][136]. Pela dificuldade que existem de deteção dos marcadores infravermelhos, podendo estes ficar ocultos em determinados movimentos, é recomendado o uso de 6 a 8 camaras quando se pretende realizar uma avaliação bilateral [133] [134]. Mesmo assim e apesar dos sistemas atuais terem uma grande capacidade de processamento e uma captura de dados 3D muito eficiente, os marcadores podem não surgir na imagem devido a problemas, tais como [133] [134]:

- Deslocamento do marcador na superfície da pele.
- Marcador fora do volume de calibração.
- Volume de calibração insuficiente.
- Má colocação das câmaras não permitindo um bom volume de calibração.
- Marcadores ocultos.
- Marcadores fantasma.
- Marcadores sujos.
- Superfícies refletoras.
- Luz difusa.

Com a possível exceção dos cinco primeiros problemas acima descritos, nenhum dos restantes existem nos sistemas de marcadores ativos.

Apesar destes problemas dos marcadores passivos, estes também têm várias vantagens de utilização em comparação com sistemas ativos [134], tais como:

- Permitem várias configurações na colocação dos marcadores.
- Permitem um grande volume de captura.
- Não necessitam de cabos ou baterias.

Assim, as principais desvantagens dos sistemas de marcadores passivos comparados com os sistemas ativos são [134]:

- Custo.
- Complexidade de configuração e calibração do sistema.
- Complexidade no processamento dos dados.
- Dificuldade de distinguir marcadores entre os membros direitos e esquerdos.

O sistema disponível para o presente estudo é também um sistema ótico infravermelho de marcadores passivos [134]. Na realidade, as soluções comerciais de Hardware e Software existentes praticamente eliminaram os problemas como a identificação e captura de marcadores, removendo assim o principal problema do uso de marcadores passivos [137].

### 4.3.3 Colocação dos marcadores

A colocação dos marcadores para a captura de movimento deve ser feita em posições estratégicas e geometricamente relevantes de acordo com os segmentos que pretende analisar. Quando se procede à sua colocação na pele deve-se assegurar que não são produzidos artefactos de movimento devido ao peso do marcador e ao material de fixação do marcador, decorrentes de um deslocamento do marcador em relação ao osso. O marcador apenas pode ter um movimento mínimo que é o movimento característico, por vezes impercetível para o olho humano, entre a pele e o osso [138][139].

A escolha dos pontos anatómicos para a colocação dos marcadores é crucial para que exista sucesso na recolha dos dados de cinemática. Uma má escolha na colocação dos marcadores pode fazer com os dados experimentais de cinemática fiquem inutilizados [139].

Sabe-se que um segmento corporal no espaço tridimensional tem seis graus de liberdade (6 DOF): três eixos perpendiculares que definem as três direções de translação e os restantes três graus que representam a rotação associada a cada um dos três eixos. Para se

conseguir reconstruir os 6 DOF desse segmento é necessário no mínimo três marcadores não colineares durante a captura do movimento desse segmento.

De um modo geral existem quatro configurações possíveis para colocação dos marcadores nos segmentos [139]:

- Marcadores colocados nas extremidades ósseas dos segmentos.
- Marcadores colocados na pele em pontos anatômicos específicos dos segmentos ósseos.
- Um conjunto de marcadores colocados numa superfície rígida (“clusters”).
- Uma combinação dos dois pontos anteriores (“clusters”).

Estudos revelaram que três marcadores colocados nas extremidades ósseas dos segmentos são o “padrão de ouro” para os sistemas de captura de movimento. Claramente, a colocação direta dos marcadores nas extremidades ósseas revelam uma medida mais precisa do movimento de um segmento [140][126].

Uma medida menos precisa acontece quando colocamos três marcadores não colineares sobre a pele para representar um determinado movimento [126] [138] [140]. Essa medida menos precisa surge devido ao movimento característico da pele, permitindo que os três marcadores se movam entre si, nomeadamente com marcadores de 20 mm [126] e 40 mm [140], introduzindo assim erros significativos nos cálculos subjacentes.

Uma forma de evitar esses deslocamentos é colocar, sobre a mesma superfície rígida, marcadores não colineares, fixando-a essa superfície ao segmento corporal que se pretende estudar [141][142]. Este sistema de colocação de marcadores tem a vantagem dos marcadores não se moverem uns em relação aos outros visto que todos os marcadores estão fixos a uma estrutura rígida, designada por “cluster” [139], revelando assim uma maior facilidade de colocação e precisão [143].

Segundo os autores [142], que após terem avaliado várias configurações possíveis de estruturas rígidas concluíram que, quatro marcadores não colineares colocados numa placa rígida de formato côncavo seriam a configuração ideal. Sugerem ainda que a colocação da placa rígida no segmento pretendido deve ser o mais distal possível dos tecidos moles desse segmento e o mais proximal possível da extremidade do segmento com menor porção de tecido mole. No entanto, apesar de ser esta a configuração ideal para a colocação de marcadores, esta configuração ainda tem um desvio rotacional de +2° sobre o eixo medio-lateral e antero-posterior e um desvio de +4° do eixo longitudinal [142].

Na prática, para se efetuar uma captura de movimento da melhor forma possível com os sistemas atuais são necessários dois tipos de marcadores: os marcadores de calibração

(para definir os segmentos) e os marcadores de captura de movimento (*“clusters”* para calcular os movimentos) (Figura 28). Apesar dos marcadores de calibração poderem ser utilizados para fazer a captura do movimento é importante ter em atenção que os marcadores colocados perto das extremidades dos segmentos (por exemplo, na zona lateral do joelho) são especialmente suscetíveis a artefactos de movimento da pele. Por isso, após a recolha da posição estática do indivíduo (com os marcadores de calibração e os *“clusters”*) que se pretende avaliar, já só são necessários os marcadores de captura de movimento para recolher o movimento que se pretende avaliar.



**Figura 28** – Esquema representativo dos marcadores de calibração e dos marcadores de captura do movimento (*“clusters”*) [139].

Apesar da utilização dos *“clusters”* durante a captura de movimento ter uma reconhecida utilidade, a utilização de protocolos que não utilizam *“clusters”* ainda são válidos. Existem os protocolos de marcadores segundo Helen Hayes (Modelo convencional), Plug-in-Gait, CODA, Cleveland Clinic [139].

O protocolo Helen Hayes é composto por um trio de marcadores, dois marcadores localizados nas extremidade anatómicas do segmento e um terceiro marcador colocado sobre uma haste que se projeta lateralmente a partir centro do segmento. O marcador colocado sobre a haste é usado para conseguir uma melhor medição 3D de rotação do segmento em torno do seu eixo longitudinal. Karlsson e Tranberg referem que inércia dos marcadores colocados em hastes pode dominar sobre o movimento da pele na medição de movimentos rápidos [138].

Portanto, ao decidir a configuração do marcador a ser utilizado, é necessário estar consciente das limitações que possam ser impostas à medição de coordenadas 3D, resultante dessa escolha. Como se tem vindo a referir, idealmente, os marcadores devem ser colocados

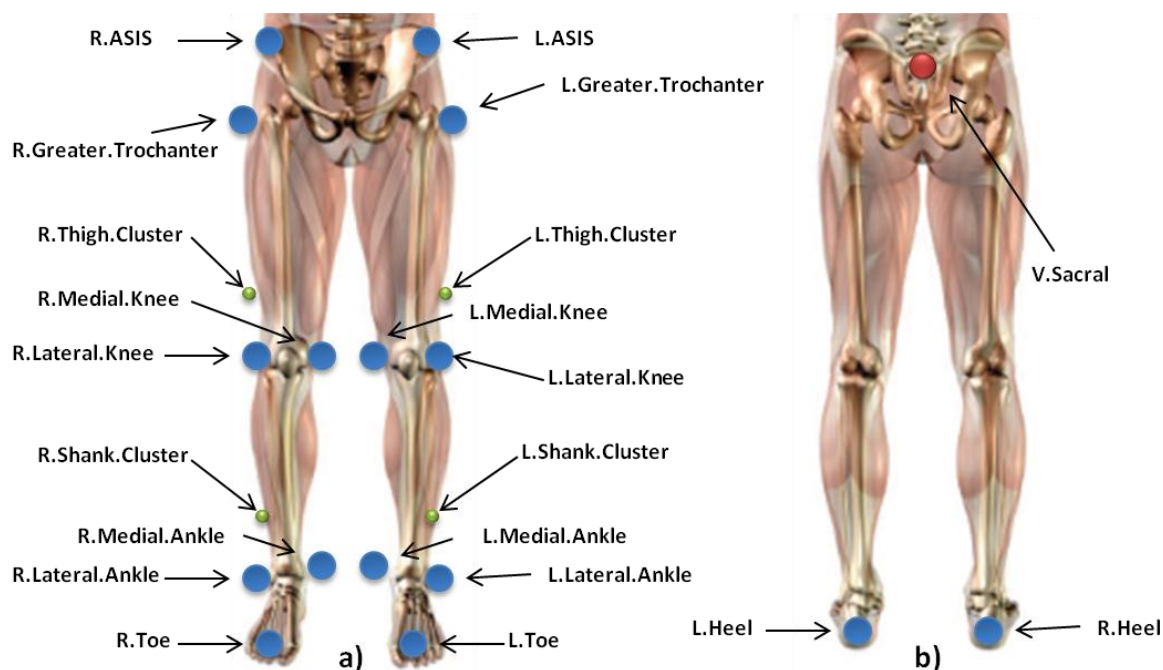
nas extremidades ósseas de cada segmento, mas como nem sempre é possível, a escolha deverá ser realizada mediante o movimento que pretende investigar. Além disso a exatidão de medição, de segmento para segmento e de eixo para eixo, é diferente. Pode-se obter medidas relativamente fiáveis para todos os segmentos em termos de flexão e extensão do movimento. No entanto, os movimentos dos eixos secundários são menos confiáveis, particularmente a rotação interna ou externa relativamente ao eixo longo dos segmentos [139].

No seguimento das recomendações pelos diferentes autores, construíram-se “clusters” de 4 marcadores com material refletor, Figura 29. Depois de testados os diferentes movimentos a avaliar, com “clusters”, optou-se por não os colocar durante a captura do movimento, porque existiam muitas falhas durante a captura do movimento, devido ao número reduzido de câmaras.



**Figura 29** – Representação do “Clusters” construídos no CEMAH.

Para o presente estudo adotou-se o protocolo de marcadores segundo Helen Hays modificado, isto é, mantiveram-se alguns dos marcadores segundo este protocolo, adicionou-se outros marcadores e substituiu-se a haste com marcador por um marcador sem haste (Figura 30).



**Figura 30** – Protocolo de colocação dos marcadores segundo Helen Hayes modificado a) vista frontal e b) vista dorsal (adaptado de [134]).

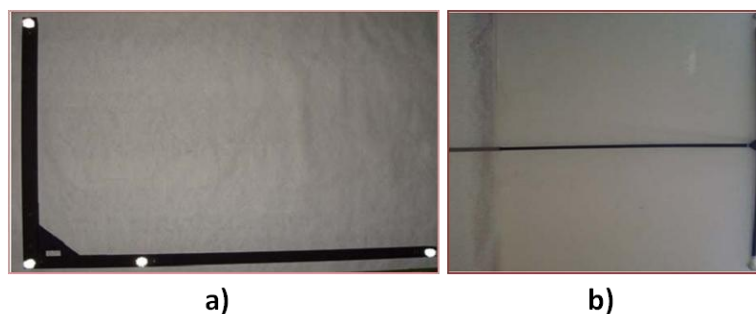
#### 4.3.4 Representação dos Marcadores pelo sistema

A representação dos marcadores pelo sistema de captura de movimento que se pretende descrever diz respeito apenas aos sistemas óticos de infravermelhos que utilizam marcadores passivos, sendo este o sistema utilizado na recolha dos dados de cinemática.

Cada uma das câmaras transmite impulsos de infravermelhos, sendo refletidos esses impulsos de acordo com a localização de cada marcador, fazendo a leitura das suas coordenadas 2D. Este procedimento não pode ser feito sem distorção, devido às limitações técnicas das câmaras. Por esse motivo o Software utilizado para capturar a imagem tem guardado numa matriz a informação sobre a distorção de cada câmara. Isto só é possível através de um ajustamento dos dados da câmara, chamado de linearização, que guarda essa informação num ficheiro. Nesse ficheiro de linearização encontra-se guardada uma matriz com dados os dados da distorção que vão ser usados para eliminar essa distorção [131].

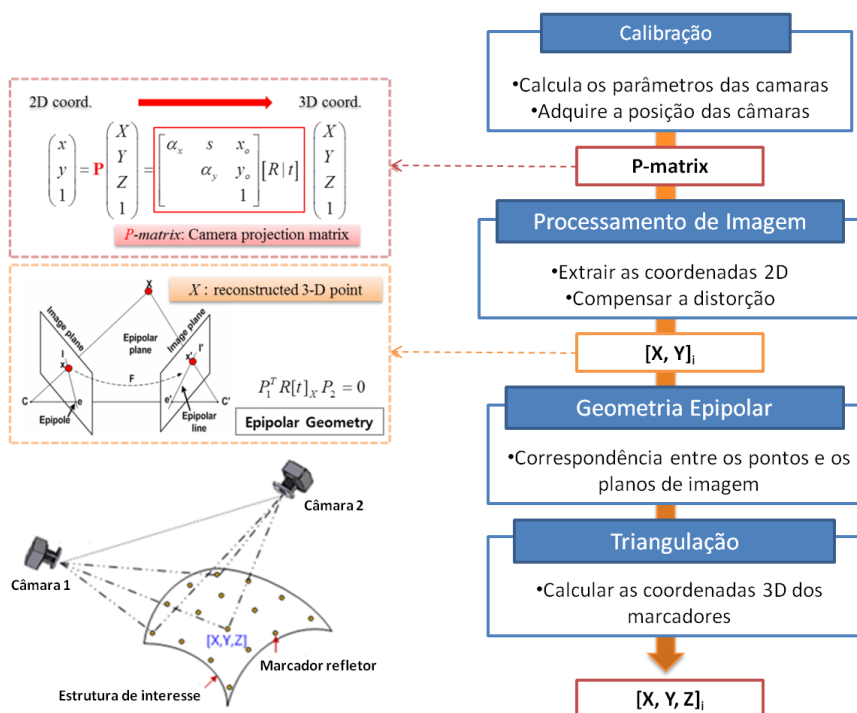
Para conseguir extrair as coordenadas 2D de um marcador, o sistema necessita em primeiro lugar, de conhecer alguns pontos onde a recolha dos dados será feita, juntamente com a posição das suas câmaras. Esse reconhecimento é chamado de calibração do sistema, que pode ser feita através da colocação de uma estrutura de referência e uma vareta (Figura 31). A calibração do sistema é necessária sempre que as câmaras sejam deslocadas ou o

Software do sistema assim o exija (após decorrido um determinado número de horas, definidas no sistema).



**Figura 31** – Representação esquemática da a) estrutura de referência e da b) vareta [131].

Com a estrutura de referência colocada em cima da zona de interesse e com o auxílio da vareta é possível mapear toda essa zona (volume de calibração) e determinar os coeficientes de calibração. Esses coeficientes de calibração indicam o posicionamento das câmaras e os seus parâmetros (eliminação da distorção). Em segundo lugar, depois de determinar os coeficientes de calibração e de os guardar numa matriz.



**Figura 32** – Representação esquemática dos passos para representação de coordenadas 3D de um sistema ótico de infravermelhos com marcadores passivos (adaptado de [144]).

Seguidamente, a correspondência entre os planos das imagens das coordenadas 2D a pontos com coordenadas 3D consistirá na utilização de métodos matemáticos de

processamento de imagem, através de uma geometria epipolar. Por último, a reconstrução 3D desses pontos será realizada por triangulação.

Após todos estes passos, o marcador já é visualizado no correspondente Software das câmaras. Neste processo, somente o passo de calibração é realizado pelo utilizador, sendo todos os outros invisíveis para o utilizador e realizados pelo Software associado às câmaras [144]. Todos os passos descritos anteriormente encontram-se representados esquematicamente na Figura 32.

## 4.4 Modelação e Simulação

### 4.4.1 Introdução

O “*OpenSim*” é um pacote de Software disponível gratuitamente e de código aberto que permite aos seus utilizadores a criação, intercâmbio e análise de modelos computacionais do sistema músculo-esquelético, bem como simulações dinâmicas de movimento [145][146]. Este sistema pode ser utilizado para simular a dinâmica de diferentes indivíduos, quer sejam normais ou patológicos, e explorar os efeitos biomecânicos dos tratamentos prescritos. As simulações dinâmicas de movimento permitem estudar a coordenação neuromuscular, analisar o desempenho de atletas e estimar as cargas internas do sistema músculo-esquelético. Podem também ser utilizadas para identificar as fontes de movimento patológico e estabelecer uma base científica para o planeamento do tratamento [146].

A primeira versão do “*OpenSim*”, versão 1.0, foi introduzida na Conferência Americana da Sociedade de Biomecânica em 2007, surgindo mais tarde a versão 2.0, com a introdução de uma nova funcionalidade, a “*Application Programming Interface (API)*”<sup>3</sup>, permitindo aos investigadores aceder e personalizar o seu núcleo de funcionalidades. Desde o primeiro lançamento, milhares de pessoas começaram a usar o Software em diversas áreas de aplicação incluindo, investigações em biomecânica, conceção de equipamentos médicos, ortopedia e ciência da reabilitação, investigação em neurociência, conceção e análise ergonómica, ciência do desporto, animação por computador, investigação robótica, biologia e educação [145].

---

<sup>3</sup> Uma API (Interface de Programação de Aplicativos) permite ao programador aceder à infraestrutura computacional subjacente e aos algoritmos utilizados pela interface gráfica. Isso permite aos utilizadores com conhecimentos de programação combinar as funcionalidades já existentes com novas funcionalidades, adicionando os seus próprios programas às bibliotecas existentes através dos Plug-ins do “*OpenSim*”. Os Plug-ins estão acessíveis através da sua interface gráfica e são uma maneira conveniente de partilhar as suas inovações técnicas com outros utilizadores [171].



O Software fornece uma plataforma na qual a comunidade biomecânica pode construir uma biblioteca de simulações que podem ser trocadas, testadas, analisadas e melhoradas através da colaboração de várias instituições [145].

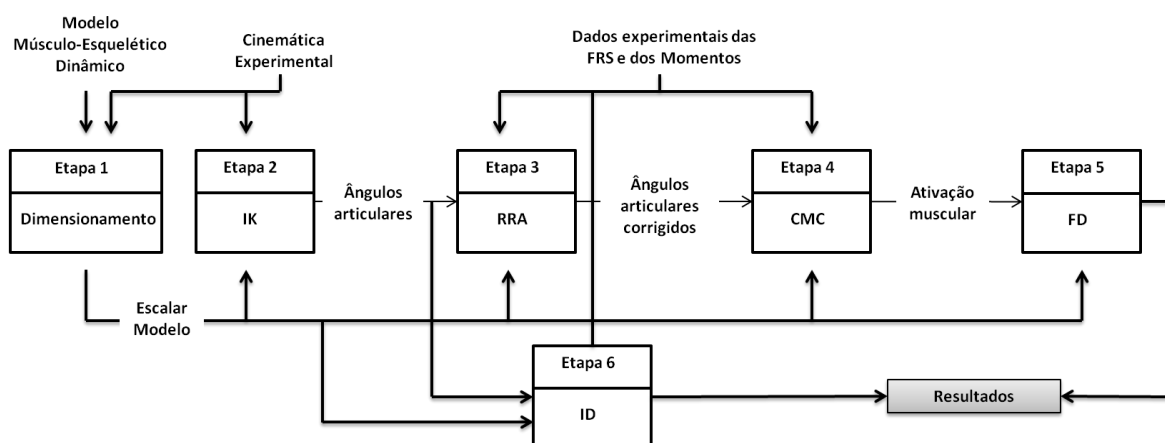
Esta plataforma encoraja os seus utilizadores ou investigadores a partilhar os seus modelos e simulações para que outros investigadores possam dar seguimento ao trabalho que já foi desenvolvido o que faz acelerar a investigação produzida [145].

Este Software é também compatível com o “*Software for Interactive Musculoskeletal Modeling (SIMM)*” da Motion Analysis Corp., muito utilizado em simulação biomecânica, no planeamento cirúrgico e análise ergonómica. Os ficheiros das articulações (\*.jnt) e dos músculos (\*.msl) usados no SIMM para representar os modelos do sistema músculo-esquelético podem ser convertidos em modelos “*OpenSim*” (\*.osim) e posteriormente carregados [145].

O “*OpenSim*” é complementado e ampliado com as funcionalidades de simulação avançada do SIMM embora seja um Software de modelação e simulação autossuficiente que não requer componentes de outros Softwares ou licenças para representar simulações dinâmicas [145].

#### 4.4.2 Fluxo de trabalho

Tal como já referido, o “*OpenSim*” permite aos seus utilizadores, através de diferentes etapas, criarem uma simulação dinâmica. Para isso é necessário: um modelo dinâmico do sistema músculo-esquelético, os dados experimentais recolhidos por um sistema de captura de movimento, as FRS e os respetivos momentos recolhidos através das PF [147].



**Figura 33** – Diferentes etapas para gerar uma simulação da atividade muscular dos movimentos do sujeito (adaptado de [147]).

Esta ferramenta pode funcionar de forma sequencial, seguindo um fluxo de trabalho. Na Figura 33, estão representados todas as etapas necessárias ao processamento dos dados, para se atingir os resultados finais globais. Estas etapas não têm de ser todas seguidas obrigatoriamente, depende sempre da avaliação que pretendemos realizar ao indivíduo. Como por exemplo, se se pretende avaliar a ativação muscular, dever-se-á percorrer todas as etapas até chegar à etapa 4, não sendo necessária a realização das etapas seguintes [145].

Esta ferramenta tem sido usada para simular e avaliar a dinâmica de indivíduos com marcha normal e patológica [146], corrida [148], entre outros movimentos [149] e explorar os efeitos Biomecânicos dos tratamentos de patologias [146].

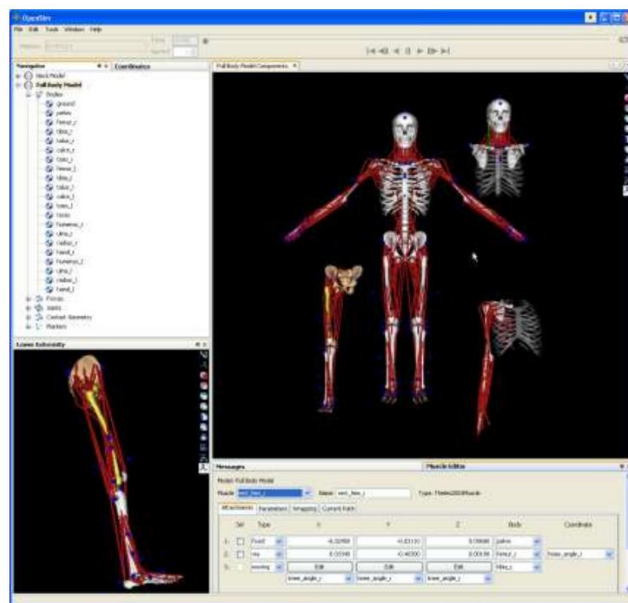
A utilização de simulações, com base em modelos músculo-esqueléticos fiáveis e fiéis aos indivíduos em causa, tem vantagens na medida em que, é possível revelar as causas dos desvios do movimento ou avaliar opções de tratamento através das suas comparações [146]

#### **4.4.3 Capacidades Aplicacionais**

No seguimento das etapas do fluxo de trabalho existe um conjunto de capacidades aplicacionais que se apresentam de seguida. Estas aplicações permitem ao utilizador, dimensionar o modelo músculo-esquelético, realizar uma análise de cinemática inversa calculando os ângulos articulares, realizar uma análise da dinâmica inversa, calculando os momentos das articulações e as suas forças articulares, representar a atividade muscular decorrentes das simulações e analisar simulações dinâmicas de diferentes movimentos [145].

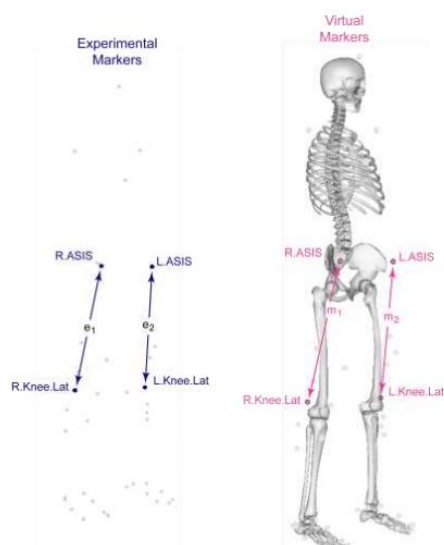
##### **4.4.3.1 Dimensionamento**

Os modelos computacionais disponíveis que podem ser utilizados na ferramenta de dimensionamento são referentes ao membro inferior, membro superior, coluna cervical, e de corpo inteiro, (Figura 34). A ferramenta de dimensionamento permite alterar o modelo genérico para a antropometria do sujeito que se pretende estudar. A escala é normalmente realizada com base numa comparação dos dados experimentais dos marcadores reais com os marcadores virtuais colocados no modelo. A localização dos marcadores experimentais é normalmente obtida pelo equipamento de captura de movimento. O modelo não escalonado tem um conjunto de marcadores virtuais colocados nos mesmos pontos anatómicos dos marcadores experimentais colocados no indivíduo.



**Figura 34** – Representação dos diferentes modelos das estruturas músculo-esqueléticas, incluído, membro inferior, membro superior, coluna cervical, e corpo completo que podem ser visualizados e analisados no “OpenSim” [145].

Além do dimensionamento do modelo, pode-se ainda ajustar a localização dos marcadores virtuais para coincidirem com os marcadores experimentais [145].



**Figura 35** – Marcadores virtuais e marcadores experimentais. As posições dos marcadores experimentais (azul escuro) são medidas com um equipamento de captura de movimento e os marcadores virtuais (vermelho claro) são introduzidos manualmente no modelo ou através da leitura de um ficheiro [145].

As dimensões de cada segmento no modelo são escaladas de modo a que as distâncias entre os marcadores virtuais ( $m_1$ ) correspondam às distâncias entre os marcadores experimentais ( $e_1$ ), permitindo assim calcular os fatores de escala [145] (Figura 35). Desta forma, obtém-se um modelo virtual mais adaptado ao individuo que se pretende avaliar.

#### 4.4.3.2 *Cinemática Inversa (IK)*

O objetivo da etapa da cinemática inversa, do inglês “*Inverse Kinematics (IK)*”, é encontrar o conjunto de coordenadas generalizadas (ângulos e posições das articulações) para o modelo, que melhor corresponde à cinemática experimental do indivíduo que se pretende avaliar. A cinemática experimental, que é alvo da cinemática inversa, inclui as posições dos marcadores experimentais, bem como os valores experimentais das coordenadas generalizadas.

Durante a execução da ferramenta de cinemática inversa, a aplicação irá percorrer “frame” a “frame” o movimento que foi carregado no software e calcular os valores das coordenadas generalizadas posicionadas no modelo que melhor correspondem às coordenadas experimentais desse movimento [145].

#### 4.4.3.3 *Algoritmo de Redução Residual (RRA)*

O objetivo do algoritmo de redução residual, do inglês “*Residual Reduction Algorithm (RRA)*”, é de minimizar o erro experimental e os erros provenientes da modelação dos marcadores, devido às FRS e aos momentos medidos não serem compatíveis com a cinemática do modelo. Estes erros levam a grandes forças não físicas compensatórias chamadas de forças residuais. Na ausência dos erros experimentais e dos erros de modelação, as forças residuais têm de ser adicionadas para serem correlacionadas com a aceleração gravitacional dos segmentos e com a FRS. Na prática isso nunca acontece.

Especificamente, o algoritmo RRA altera o centro de massa do torso no modelo específico do indivíduo e permite que a cinemática do modelo proveniente da cinemática inversa que pretendemos avaliar, seja dinamicamente mais compatível com os dados das FRS [145].

#### 4.4.3.4 *Cálculo do Controlo Muscular (CMC)*

O objetivo do cálculo do controlo muscular, do inglês “*Computed Muscle Control (CMC)*” é calcular um conjunto de ativações musculares do movimento de cinemática pretendido, na presença de forças externas (se aplicável), que irão conduzir ao modelo músculo-esquelético dinâmico [145].

Com intervalos de tempo especificados pelo utilizador durante a simulação, a ferramenta CMC calcula os níveis de ativação muscular das coordenadas generalizadas do modelo músculo-esquelético dinâmico, descritas pelas trajetórias obtidas por cinemática inversa. Através da combinação do critério de otimização estática, distribuindo as forças pelos músculos sinergistas e através do controlo derivativo proporcional (PD), o algoritmo CMC permite gerar uma simulação de dinâmica direta, incluindo as equações de estado, que representam a ativação muscular e a contração dos músculos [150].

#### 4.4.3.5 *Dinâmica Direta (FD)*

A etapa de dinâmica direta, do inglês “*Forward Dynamics (FD)*”, consiste numa simulação feita a partir das excitações musculares calculadas pelo CMC. A ferramenta de dinâmica direta é executada em circuito aberto, ao contrário do algoritmo CMC que utiliza controladores PD em circuito fechado para executar as trajetórias do movimento desejado. Isto é, a ferramenta FD aplica aleatoriamente aos registos guardados, o controlo dos atuadores, sem retornar ou corrigir os mecanismos utilizados para descrever as trajetórias do movimento, ajudando a garantir um rastreio preciso. Na prática o FD deverá reproduzir a mesma trajetória do movimento que foi reproduzida na etapa CMC, mas com uma precisão maior [145].

#### 4.4.3.6 *Dinâmica Inversa (ID)*

O processo de dinâmica inversa, do inglês “*Inverse Dynamics (ID)*”, resulta na determinação das forças generalizadas de cada articulação, responsáveis pelo movimento. Para isso é necessário a utilizar os dados de cinemática, que descreve o movimento do modelo, bem como os dados das forças e momentos adquiridos pelas plataformas de força. A mecânica clássica expressa matematicamente as equações do movimento com base na relação entre a força e a aceleração, em função da massa (2ª Lei de Newton:  $\vec{F} = m\vec{a}$ ). A ferramenta ID resolve estas equações, reproduzindo o somatório de todas as forças que atuam num corpo e os momentos de cada articulação, durante o movimento [145].



## 5. Materiais e Métodos

### 5.1 Caracterização da amostra

A amostra deste estudo é composta por duas crianças do sexo masculino com 11 anos de idade cada. A criança normal tem uma altura de 1,38 m e uma massa corporal de 42 Kg enquanto a criança com a patologia dos joelhos valgos tem uma altura de 1,37 m e uma massa corporal de 47 Kg. A amostra foi contactada pessoalmente, à qual foi solicitada a autorização por escrito onde demonstraram disponibilidade para a realização das recolhas, juntamente com o seu historial clínico (Anexo B). A participação foi estritamente voluntária e sem compensações de qualquer ordem. Os critérios de seleção englobavam uma criança com joelhos valgos e uma sem alterações articulares.

### 5.2 Tarefas

Este estudo pretendeu avaliar seis tarefas que consistiram na realização de três movimentos diferentes, com e sem patins. Todos os procedimentos realizados sem patins foram feitos com os pés descalços e para cada uma das tarefas realizaram-se três ensaios.

As primeiras duas tarefas consistiram na colocação lateral de um pé em cima de uma PF e outro fora com e sem patins, mantendo durante alguns segundos o pé direito em cima e retirando-o após alguns segundos.

A terceira tarefa consistiu na marcha a uma velocidade confortável e natural (livre), devido à variabilidade introduzida no padrão de marcha pelo aumento da velocidade dos intervenientes [151]. Esta tarefa foi realizada em linha reta num pavimento sintético, atravessando duas PF. No momento da travessia, certificou-se que os dois pés apoiavam por completo nas duas PF, com pé direito a apoiar a primeira PF e o pé esquerdo a apoiar a segunda PF.

A quarta tarefa consistiu numa corrida a uma velocidade confortável e adequada ao espaço disponível apoiando cada um dos pés em cima de cada uma das PF (da mesma forma que na marcha).

A quinta tarefa consistiu ao movimento de deslizar do pé direito sobre as duas PF, com o pé esquerdo a deslizar paralelamente ao direito com uma velocidade confortável e em linha reta.

A sexta tarefa consistiu no movimento do pé direito a deslizar nas duas PF e o pé esquerdo levantado com uma velocidade confortável e em linha reta.

No Anexo C encontram-se uma tabela com a descrição detalhada de cada uma das tarefas e com o respetivo objetivo.

### 5.3 Equipamentos, Procedimentos e Protocolos de Recolha

A recolha de dados de cada uma das tarefas foi efetuada no laboratório do Centro de Estudos do Movimento e Atividade Humana (CEMAH) da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto (ESTSP).

O Laboratório está equipado com um sistema de captura de movimento da marca “Qualisys Track Manager (QTM)” que contém quatro câmaras infravermelhas de alta velocidade, (1 câmara do modelo Oqus 101 + 3 câmaras do modelo Oqus 100) com uma resolução de captura de 640×480 (0.3 Megapixels). O sistema QTM tem acoplado como acessório uma interface USB - 2533 de aquisição analógica, com 64 canais analógicos. Esta interface permite capturar dados analógicos sincronizados com os dados de movimento através de ligações BNC nos diferentes canais. Os dados das câmaras foram recolhidos com uma taxa de amostragem de 100 Hz [131].

A captura e sincronização dos dados cinéticos e cinemáticos foram realizadas no Software QTM versão 2.5 (build 615) [131].

Antes de iniciar a recolha dos dados foi feita uma calibração do sistema de captura de movimento. Para tal, foi utilizada a estrutura metálica em forma de L colocada na extremidade da PF que se iniciava o movimento, onde o lado comprido da estrutura metálica era colocado sobre o eixo Y e o lado mais curto era colocado sobre o eixo X de onde se ia realizar os movimentos (Figura 31). A calibração é feita de acordo com o volume pretendido para a realização do movimento e segundo os parâmetros de calibração recomendados pelo Software. Para se efetuar uma boa captura dos dados cinemáticos de cada criança foram reposicionadas da melhor forma possível as quatro câmaras de forma a visualizar todos os marcadores passivos dos membros inferiores.

O Protocolo utilizado para colocar os marcadores refletivos passivos nos respetivos pontos anatómicos das crianças foi o de Helen Hayes modificado e descrito no ponto 4.3.3. Os



marcadores utilizados têm um diâmetro de 12 mm, construídos no laboratório com o material refletor da marca 3M, fixos aos respetivos pontos anatómicos com fita adesiva de dupla-face na base do marcador e fita adesiva normal à volta do marcador para reforçada a fixação e diminuir possíveis artefactos do movimento.

Para recolher os dados da FRS foram utilizadas duas PF do fabricante Bertec Corporation (modelos são o FP4060-08 e FP4060-10). São PF retangulares com os sensores colocados nos seus quatro cantos, sendo a série 4060 apropriada para análise de marcha, equilíbrio, atividades desportivas, ergonómica, estática e dinâmica [152].

Cada plataforma contém um amplificador de ganho digital de 16 bits embutido e uma unidade de condicionamento de sinais, que faz com que o uso de matriz de calibração não seja necessário. A Bertec FP4060-08 utiliza um amplificador externo analógico AM 6511 e a Bertec FP4060-10 utiliza um amplificador analógico externo AM 6514, de onde saem os seis cabos BNC para o conversor A/D. O resultado desta tecnologia “plug-and-play” resulta numa instalação simples de fácil configuração. Os ganhos de cada amplificador foram predefinidos e utilizou-se uma frequência de amostragem de 1000 Hz [152].

Nas PF não foi definido qualquer tipo de protocolo. Em cada medição foi necessário certificar que o pé de direito pisava uma plataforma e o pé esquerdo pisava a outra plataforma, tanto no caso da marcha e como na corrida. Para as restantes tarefas o importante era que cada uma das crianças efetuasse o movimento pretendido e que o pé colocado por inteiro nas plataformas fosse o pé direito.

O equipamento utilizado na recolha dos dados de EMG é do fabricante Plux, desenvolvido para investigação de sinais biológicos, contém 8 canais analógicos (12 bits) e uma taxa de amostragem de 1000 Hz. Este equipamento funciona através de uma ligação sem fios, via Bluetooth, com um alcance máximo de 100 metros. O amplificador diferencial contido no aparelho tem um ganho de 1000, um filtro passa banda de 25-500 Hz, uma razão de rejeição de modo comum (CMRR) de 110 dB e uma impedância de entrada superior a 1 GΩ [153].

Para a recolha dos dados de EMG utilizaram-se elétrodo pediatrícos bipolares autoadesivos de Ag/AgCl, descartáveis, de formato circular (10 mm de diâmetro), com distância entre elétrodo de 20 mm centro a centro. A preparação da superfície cutânea para a colocação dos elétrodo foi efetuada de modo a reduzir a sua resistência elétrica para menos de 5 kΩ [100]. Para isso recorreu-se a um medidor de impedância da pele que permitia ir medindo a sua impedância até chegar ao valor pretendido. A preparação da pele consistiu na remoção a superfície morta da pele por abrasão com uma lixa apropriada, limpeza das células mortas com álcool e eliminação de gorduras [101]. Por tratar-se de crianças não houve a necessidade de depilar a zona de colocação dos elétrodo.

Cada um dos elétrodos utilizado na recolha foi colocado no ponto médio do ventre muscular, sendo reforçada a fixação com fita adesiva, de modo a evitar a sua movimentação e garantir uma pressão homogénea e constante [100]. O protocolo de colocação dos elétrodos nos respetivos músculos dos membros inferiores das crianças está descrito no ponto 4.2.2.2 juntamente com a representação das suas posições anatómicas, Figura 20.

O elétrodo-terra foi colocado sobre a rótula e estabeleceu-se um intervalo de tempo entre a colocação dos elétrodos e o início da recolha superior a 5 minutos [93]. A perna utilizada para colocação dos elétrodos foi a direita nas duas crianças por serem as pernas dominantes de cada uma delas.

Para que todos os equipamentos anteriormente referidos comunicassem entre si desenvolveu-se no laboratório um método de sincronização de maneira a que todos os dados fossem adquiridos ao mesmo tempo. O método utilizado está descrito no ponto 5.4.

O membro para o qual se pretendeu analisar a magnitude da FRS correlacionando com a EMG e com a captura de movimento foi a perna direita devido a ser a perna cuja sua lateralidade é dominante.

A cada uma das crianças foi pedido que partisse de um ponto pré-estabelecido de modo a garantir a validade dos resultados [154]. Em cada uma das tarefas não foram definidas especificações relativamente às suas velocidades, sendo estas livremente escolhidas por cada criança [155].

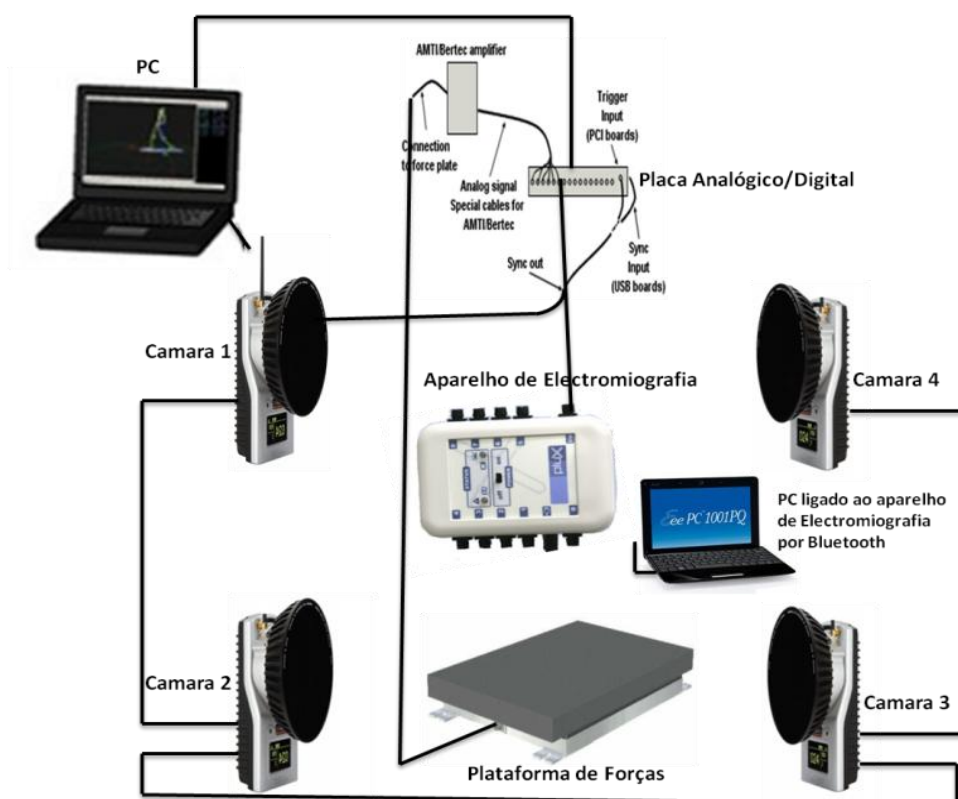
Previamente à recolha dos dados, cada indivíduo realizou uma série de ensaios de modo a localizar-se e ambientar-se ao espaço. Para cada uma das tarefas procedeu-se à recolha de três ensaios. Antes de iniciar a recolha de cada uma das tarefas foram recolhidas as posições estáticas de cada criança com o sistema de captura de movimento. No final da recolha mediu-se a massa corporal de cada criança com uma balança da marca “Seca”.

## 5.4 Sincronização do sistema de captura de movimento

Durante o presente estudo surge a necessidade de sincronizar os três sistemas de análise por não ser possível inicia-los ao mesmo tempo. Este facto impedia a identificação dos instantes para os quais existia atividade muscular, em simultâneo com os dados da PF e os dados da captura do movimento, durante a realização de uma tarefa.

O sistema disponível no laboratório do CEMAH só permitia a sincronização das PF com a captura de movimento faltando implementar a sincronização destes sistemas com a Eletromiografia. A sincronização dos sistemas consistiu na implementação de um cabo que

permitisse o envio de um sinal pulsado a partir de um dos sistemas, para todos os outros, de forma a ser possível identificar o instante de tempo comum a todos os sistemas. Para isso construiu-se um cabo de ligação entre a placa analógica/digital do sistema de captura de movimento e o sistema de EMG. A construção do cabo consistiu na ligação de um conector BNC a uma das extremidades e um conector RJ11 na outra extremidade. Com a implementação desse cabo, foi possível configurar o Software de captura de movimento de forma a receber o envio de um impulso de sinal. Esse impulso de sinal é enviado do sistema de EMG para um dos canais da placa analógico/digital e adquirido pelo Software de captura de movimento, que posteriormente permite guardar essa informação num ficheiro de sincronização. O ficheiro de sincronização permite saber o instante de tempo para o qual foi enviado o impulso durante a aquisição dos dados de captura de movimento e das PF. O impulso de sinal enviado é também guardado em ficheiro pelo sistema de EMG. Depois do impulso de sinal ser enviado e guardado em ficheiro por cada um dos sistemas, só é necessário eliminar os dados que estão antes do impulso e teremos os dados dos três sistemas sincronizados e prontos a ser processados. Na Figura 36, está representado o esquema de ligação do sistema de sincronização dos equipamentos.



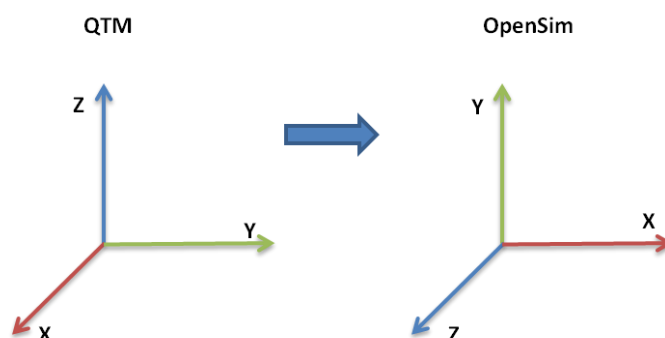
**Figura 36** - Esquema de ligação do sistema de sincronização dos diferentes equipamentos.

## 5.5 Processamento dos dados

Inicialmente os dados em bruto foram recolhidos e armazenados no computador para posteriormente serem analisados. O Software utilizado para visualização, análise e processamento dos dados da captura de movimento é o “*Qualisys Track Manager (QTM)*”, versão 2.5, fornecido pelo fabricante das camaras infravermelhas de alta velocidade, juntamente com o Software de modelação e simulação, “*OpenSim*”.

Nos dados experimentais em bruto provenientes da captura do movimento do QTM foi feita a identificação das trajetórias dos marcadores, identificando cada um dos marcadores com o nome da posição anatómica respetiva e preenchendo-se as falhas inferiores a 10 frames de alguns marcadores recorrendo à interpolação das trajetórias. Depois de identificadas as trajetórias dos marcadores para cada uma das tarefas, procedeu-se à exportação desses dados para ficheiros com o formato .tsv. Esses ficheiros correspondem a cada uma das tarefas realizadas juntamente com um ficheiro da posição estática retirada de cada criança, que depois de convertidos serão utilizados na modelação e simulação dos segmentos do membro inferior. Depois de exportados, esses ficheiros foram então convertidos noutros ficheiros com o formato .trc para posteriormente poderem ser carregados no software “*OpenSim*”.

Após a conversão dos dados, é necessário uma transformação para ajuste do eixos, devido ao facto de os eixos do referencial do laboratório, onde foram recolhidos os dados experimentais do QTM, não serem coincidentes com o referencial do “*OpenSim*”. Para isso utilizou-se a ferramenta de transformação contida no “*OpenSim*” que permitia rodar eixo a eixo o referencial do QTM até coincidir com o referencial do “*OpenSim*”, (Figura 37).



**Figura 37** – Transformação dos eixos do referencial do QTM para um referencial do “*OpenSim*”.

O passo seguinte foi a escolha do modelo que se pretendia utilizar para carregar cada uma das tarefas. O modelo escolhido do “*OpenSim*” foi o “*BothLegs*” visto que a avaliação

pretendida incide apenas nos membros inferiores. Este modelo é constituído pelos ossos dos membros inferiores e pelos músculos utilizados neste estudo. Posteriormente, colocou-se os marcadores virtuais no modelo escolhido de acordo com os marcadores experimentais utilizados na recolha da captura do movimento do QTM, atribuindo-lhes o mesmo nome. Seguidamente foi possível proceder ao dimensionamento do modelo utilizando os dados recolhidos no laboratório da massa corporal e da posição estática de cada criança, procedendo-se de seguida à execução da ferramenta de “cinemática inversa”, utilizando os dados experimentais da cinemática de cada tarefa, para obter o cálculo dos ângulos articulares do joelho.

Para processar os dados das PF e de EMG recorreu-se ao Software “*Acqknowledge*”, versão 3.9 do fabricante Biopac systems. Ao ser utilizado o mesmo Software permitiu que tanto os dados de EMG como os dados das PF fossem analisados em simultâneo e com sincronização temporal. Para isso, foi retirado o tempo em excesso a partir do impulso comum a todos os sistemas e que era enviado a partir do sistema de EMG.

A zona de interesse do sinal, seja para a EMG seja para as PF, iniciava-se com o contacto da criança numa das PF e terminava com a ausência de contacto na PF. Esse contacto era visualizado no sinal das PF através da componente vertical da FRS. Selecionando a zona de interesse procedeu-se então à aplicação de filtros e à normalização de cada um dos sinais.

Para o sinal proveniente das PF aplicou-se um filtro passa-baixo Butterworth de quarta ordem, com uma frequência de corte de 8 Hz, com um atraso de fase zero, a todos os dados, recomendado na literatura [155] [75] [76]. A normalização em amplitude de cada sinal foi feita com o recurso ao peso corporal (PC) de cada criança [74] e a normalização temporal foi feita através da interpolação, utilizando a rotina “*Bionica*”, em ambiente MatLab [78]. Todos estes processos de filtragem e normalização dos sinais das PF estão descritos com maior detalhe no ponto 4.1.3.

Os sinais de EMG foram recolhidos a uma taxa de amostragem de 1000 Hz, aplicando-se um filtro passa-banda Butterworth de quarta ordem, com frequências compreendidas entre os 20 - 450 Hz [156]. Para quantificar a intensidade de ativação muscular utilizou-se o valor do RMS do sinal EMG correspondente à zona de interesse. Para normalizar a amplitude o sinal de EMG utilizou-se o valor do pico máximo de atividade encontrado nas distintas execuções, por ser a escolha mais adequada como valor de referência de 100%, visto serem estudadas contrações dinâmicas e por existir a dificuldade de conseguir obter o CIVM da amostra escolhida. A normalização temporal do sinal de EMG foi feita recorrendo ao mesmo método utilizado nas PF [78].

Todos estes procedimentos referidos anteriormente estão descritos com maior detalhe no ponto 4.2.3, referente ao processamento do sinal EMG.

Por fim, procedeu-se à representação gráfica dos dados de EMG e das PF recorrendo ao Software OriginPro 8.6 da OriginLab Corporation e ao Software MatLab R2012a da MathWorks.

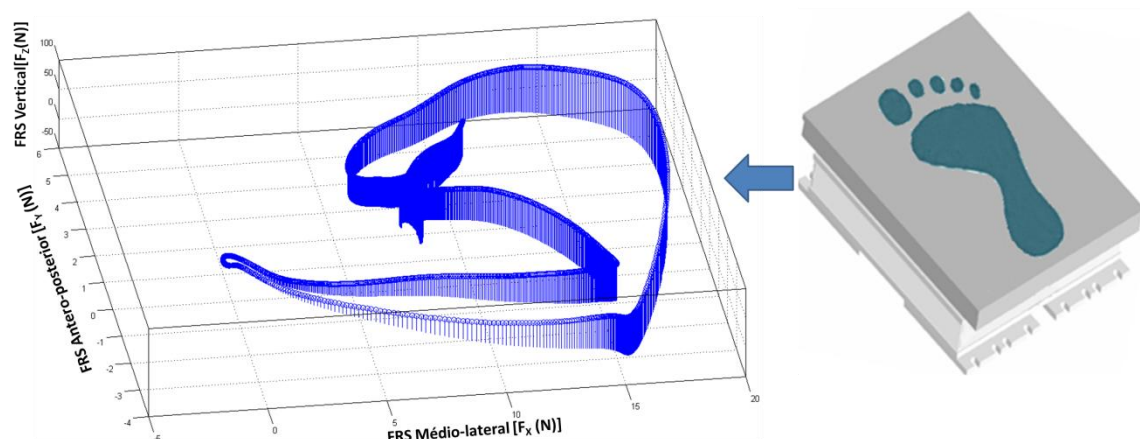
## 6. Resultados e Discussão

As análises efetuadas tiveram como objetivo principal a comparação entre uma criança normal e uma criança patológica, tendo em conta a diversidade dos dados recolhidos. Assim, realizou-se uma análise das componentes da FRS, da atividade muscular e dos ângulos articulares às tarefas realizadas (Ponto 5.2), representando no final deste capítulo um resumo dos seus coeficientes de variação.

### 6.1 FRS e EMG

#### 6.1.1 Repouso

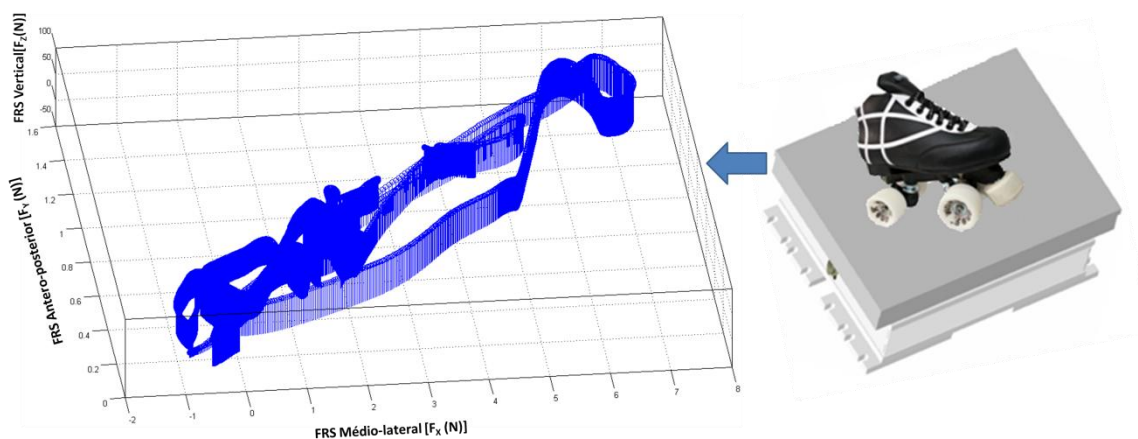
A representação (Figura 38 e Figura 40) dos gráficos da distribuição posicional do vetor da FRS correspondente à tarefa de repouso sem patins da criança normal e patológica, respetivamente. A representação (Figura 39 e Figura 41) dos gráficos da distribuição posicional da intensidade da FRS correspondente à tarefa de repouso com patins da criança normal e patológica, respetivamente.



**Figura 38** – Representação da posição no espaço (3D) do vetor da FRS da tarefa de repouso sem patins da criança normal.

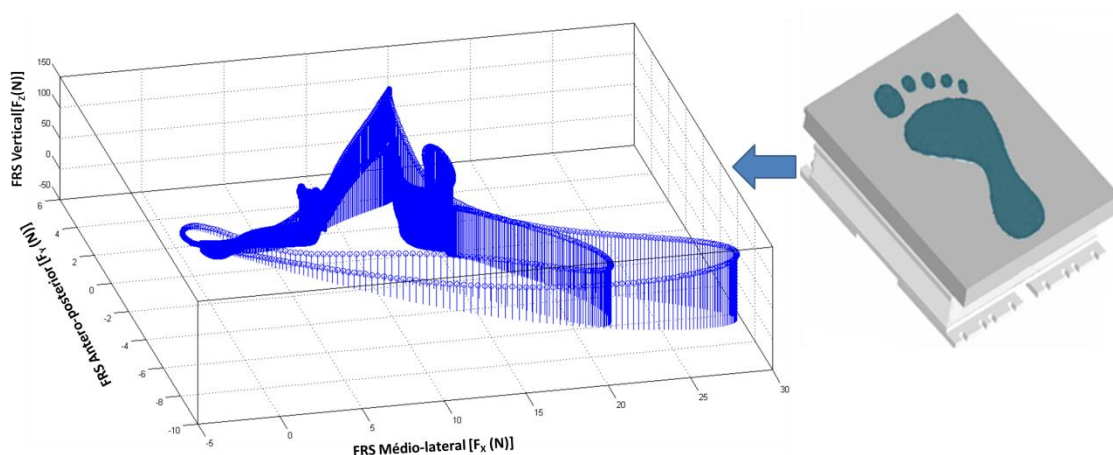
Nestes gráficos é visível a posição no espaço (3D) do vetor da FRS das duas crianças quando se encontram numa posição estática com o pé direito apoiado na plataforma de forças (PF). Ao apoiarem o pé direito na PF, inicialmente oscilam, mas ao conseguirem o apoio completo do pé, elas tendem a atingir o equilíbrio estático. Enquanto não atingirem o

equilíbrio estático elas tendem a oscilar o ponto de aplicação da FRS na zona plantar do pé direito por forma a encontrar um ponto onde a FRS se equilibre. Depois de atingirem o equilíbrio estático, permanecem durante alguns segundos com o pé direito em cima da PF. Esta observação permite saber quais são as zonas plantares de maior ou menor variação posicional da intensidade da FRS desde o instante em que se apoia o pé, até que ele seja retirado da PF.



**Figura 39** – Representação da posição no espaço (3D) do vetor da FRS da tarefa de repouso com patins da criança normal.

A distribuição posicional da intensidade da FRS na criança normal sem patins (Figura 38), é mais acentuada na zona frontal do pé do que na zona do calcanhar. Na zona média do pé a FRS distribui-se de uma forma estreita e central, podendo afirmar que o pé toca no solo de uma forma equilibrada e sem deslocamentos mediais e laterais.



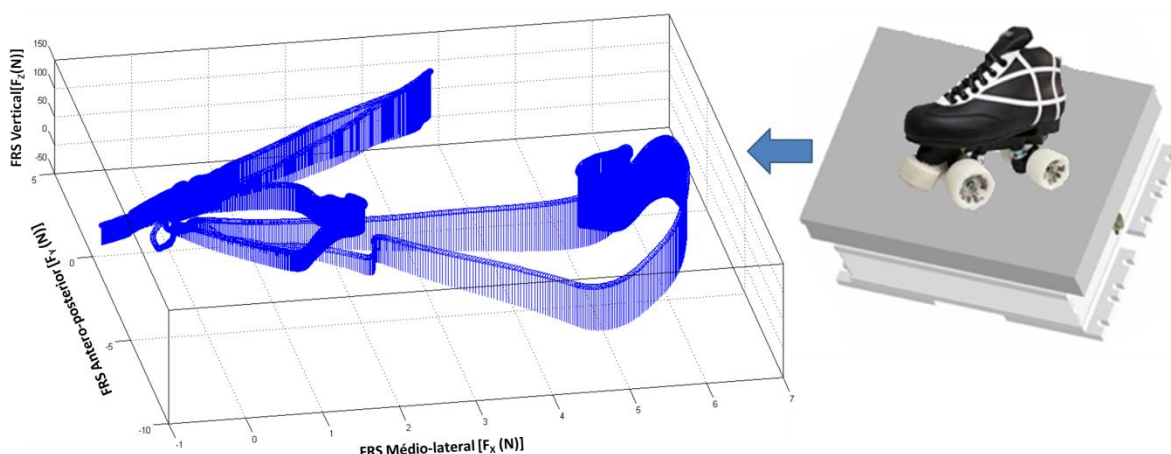
**Figura 40** – Representação da posição no espaço (3D) do vetor da FRS da tarefa de repouso sem patins da criança patológica.



A distribuição posicional da intensidade da FRS na criança patológica sem patins (Figura 40), é mais acentuada na zona média do pé. A distribuição posicional da FRS não é tão uniforme como a da criança normal tendo uma distribuição da FRS mais alargada na zona do calcanhar e na zona medial do que na zona frontal do pé. A criança patológica tende a alargar a distribuição da sua intensidade da FRS na zona do calcanhar e na zona média do pé para conseguir atingir o seu equilíbrio estático.

Comparando a Figura 38, com a Figura 40, observa-se uma maior estabilidade e maior harmonia na colocação do pé em cima da plataforma por parte da criança normal visto que não existem tantas oscilações da FRS durante o apoio completo do pé. Estes dados mostram que a criança patológica sem patins tem uma maior dificuldade para encontrar o ponto de equilíbrio da FRS, revelando uma maior instabilidade durante o apoio.

Quando a criança normal calça os patins observa-se uma diferença significativa na forma como a FRS se distribui ao longo do tempo, visualizando-se uma distribuição uniforme da intensidade da FRS no gráfico da Figura 39 ao longo da zona plantar, comparativamente com o gráfico da Figura 38 da criança normal sem patins. No caso da criança patológica com patins observa-se uma diferença na distribuição posicional da FRS, verificando uma distribuição da FRS mais acentuada na zona frontal do pé direito e na zona do calcanhar, diminuindo a intensidade da FRS de uma forma estreita e central na zona média da planta do pé direito.



**Figura 41** – Representação da posição no espaço (3D) do vetor da FRS da tarefa de repouso com patins da criança patológica.

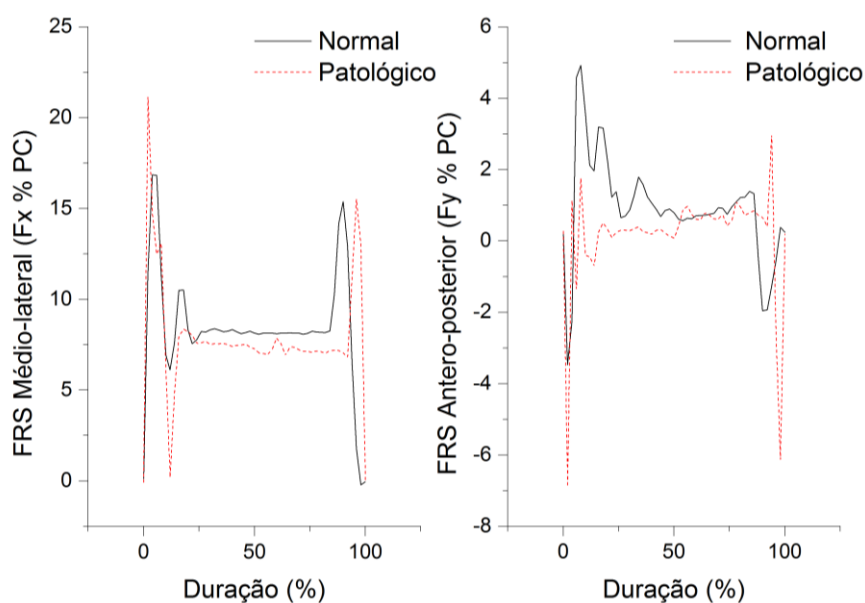
Uma das possíveis hipóteses que explicam este facto, comum à criança normal e patológica com patins, deve-se aos pontos de apoio entre o patim e a plataforma. Quando a criança calça os patins, não existe um contacto direto do pé direito com a PF, mas sim, das rodas em contacto com a PF, alterando assim a forma como a criança apoia o pé direito na PF

e consequentemente a forma como distribui a intensidade da FRS até que atinja um ponto de equilíbrio.

Uma outra possível razão consiste no facto de o equilíbrio ter de ser atingido com os patins o que se torna mais exigente uma vez que a sua capacidade de equilíbrio é definida como a capacidade de manter o corpo em equilíbrio postural, de perdê-lo e recuperá-lo após diversas solicitações [66]. Estas solicitações fazem com que exista uma distribuição posicional da intensidade da FRS na zona média plantar, da criança normal e patológica com patins, de uma forma mais estreita e central comparando com os gráficos da criança normal e patológica sem patins.

Comparando a Figura 39 com a Figura 41, observa-se uma distribuição posicional da intensidade da FRS na criança normal mais uniforme e constante, mostrando um equilíbrio na distribuição das FRS ao longo da zona plantar semelhante a um formato de pé normal enquanto o traçado da criança patológica centra-se na distribuição posicional da intensidade da FRS na zona frontal do pé e na zona do calcanhar contendo na zona média do pé uma distribuição posicional da intensidade da FRS menor, mais estreita e central da FRS. O fato de existirem estas diferenças entre as duas crianças deve-se à maior dificuldade de encontrar um ponto de equilíbrio por parte da criança patológica, o que faz com que se mova mais lateralmente e medialmente até encontrar um ponto de equilíbrio da FRS.

Na Figura 42 representa a FRS médio-lateral e a FRS antero-posterior de ambas as crianças.

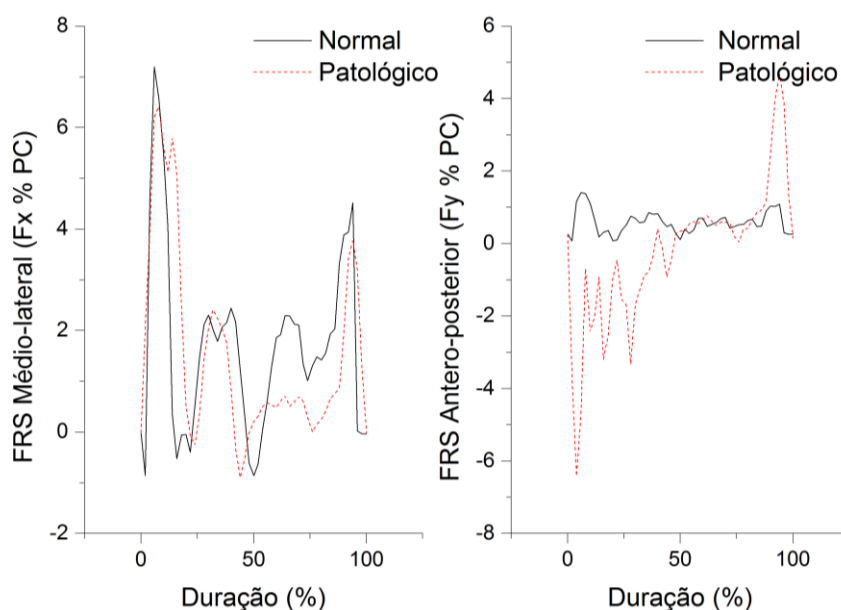


**Figura 42** – Força de Reação ao Solo médio-lateral e antero-posterior da tarefa de repouso sem patins da criança Normal e Patológica.

No gráfico da FRS médio-lateral observa-se, nos instantes iniciais, dois picos na criança patológica superiores aos picos da criança normal, revelando uma falta de estabilidade medial e lateral da criança patológica, no momento do apoio. Entre os 25% e os 100% do tempo de apoio, as diferenças observadas não são significativas embora exista um deslocamento temporal da duração da tarefa entre a criança normal e patológica, que poderá ter surgir devido à variabilidade temporal durante a execução da tarefa. Nos instantes finais, que correspondem ao retirar do pé direito de cima da plataforma, não se verificam diferenças nos picos em cada um dos casos.

Na componente antero-posterior da FRS (Figura 42), observa-se nos instantes iniciais e finais, dois picos na criança patológica superiores aos picos da criança normal. Esta diferença de valores nos seus picos, revela uma falta de estabilidade no momento do apoio e do retiro do pé de cima da plataforma por parte da criança patológica, realizando uma maior oscilação para trás. Nos intervalo, entre os 5% e os 10%, da componente antero-posterior da FRS, a criança normal apresenta um valor de pico superior à criança patológica, demorando mais tempo a estabilizar a sua componente, podendo dever-se ao facto da base de apoio da criança normal ser inferior ao da criança patológica, observada na Figura 38 e Figura 40.

Quando as crianças calçam os patins o comportamento das componentes médio-lateral e antero-posterior (Figura 43) alteram-se significativamente em relação ao caso sem patins observando-se uma maior oscilação médio-lateral por parte das duas crianças com patins. Este fato pode dever-se à constante movimentação lateral e medial do corpo da criança para se conseguir equilibrar em cima dos patins.



**Figura 43** – Força de Reação ao Solo médio-lateral e antero-posterior da tarefa de repouso com patins da criança Normal e Patológica.

Comparando o traçado médio-lateral de ambas as crianças com patins observam-se poucas alterações nos picos máximos das curvas, sendo muito semelhante. O mesmo já não se passa com a componente antero-posterior da de ambas as crianças com patins. A componente médio-lateral da FRS da criança patológica tem diferentes variações nos picos máximos o que revela uma maior dificuldade por parte da criança patológica em manter-se parado em cima da PF tendo constantes deslocamentos antero-posteriores com o deslizar dos patins.

Os gráficos da ativação muscular dos músculos Gastrocnémio Medial (GM), Recto Femoral (RF), Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL), Bicípete Femoral (BF), Semitendinoso (ST), Tensor da Fascia Lata (TFL), Gastrocnémio Lateral (GL), dos membros inferiores e a intensidade da FRS vertical exercida durante a tarefa de repouso estão representados na Figura 44, Figura 45, Figura 46 e Figura 47. Na Figura 44, comparam-se as curvas da criança normal e patológica sem patins, enquanto na Figura 45 faz a mesma comparação para o caso da utilização de patins. Na Figura 46 comparando as curvas da criança normal com e sem patins e na Figura 47 comparando as curvas da criança patológica com e sem patins. Nas curvas da componente vertical da FRS. Para além da análise à componente vertical da FRS, esta componente foi também utilizada como referência na realização de uma análise qualitativa do sinal EMG, de forma a distinguir os diferentes momentos da tarefa de repouso.

No gráfico da Figura 44, observa-se que em ambas as crianças existe diferenças na ativação muscular, principalmente nos instantes iniciais, entre 0% e 25%, e nos instantes finais, entre 75% e 100%, coincidindo com o colocar e o retirar do pé direito da PF, respetivamente. Essas diferenças de uma forma geral têm maior intensidade de ativação muscular por parte da criança normal, exceto no músculo ST e GM. O músculo GM da criança patológica mantém durante a sua tarefa a intensidade de ativação muscular constante, com valores bastante superiores ao da criança normal, na ordem dos 75% do seu valor máximo, embora a criança normal apresente um pico de ativação muscular superior nos instantes finais da sua curva. No músculo GL a criança normal apresenta um pico ativação muscular superior à criança patológica nos instantes finais da curva, mantendo nos seus instantes anteriores uma intensidade de ativação muscular constante e praticamente coincidente com o traçado da criança patológica. A intensidade da FRS vertical tem uma maior variação e um maior valor, nos instantes iniciais e finais, por parte da criança patológica. Apesar disso, o mesmo não se passa com a ativação muscular, revelando uma maior variação e recrutamento muscular por parte da criança normal. Uma possível razão para estas diferenças, deve-se ao fato da criança patológica não conseguir recrutar devidamente os músculos pretendidos que lhe poderiam conferir uma maior estabilidade articular na execução da tarefa, devido à patologia associada,

fazendo com que tenha uma maior instabilidade articular confirmada através das diferenças de intensidade da FRS vertical.

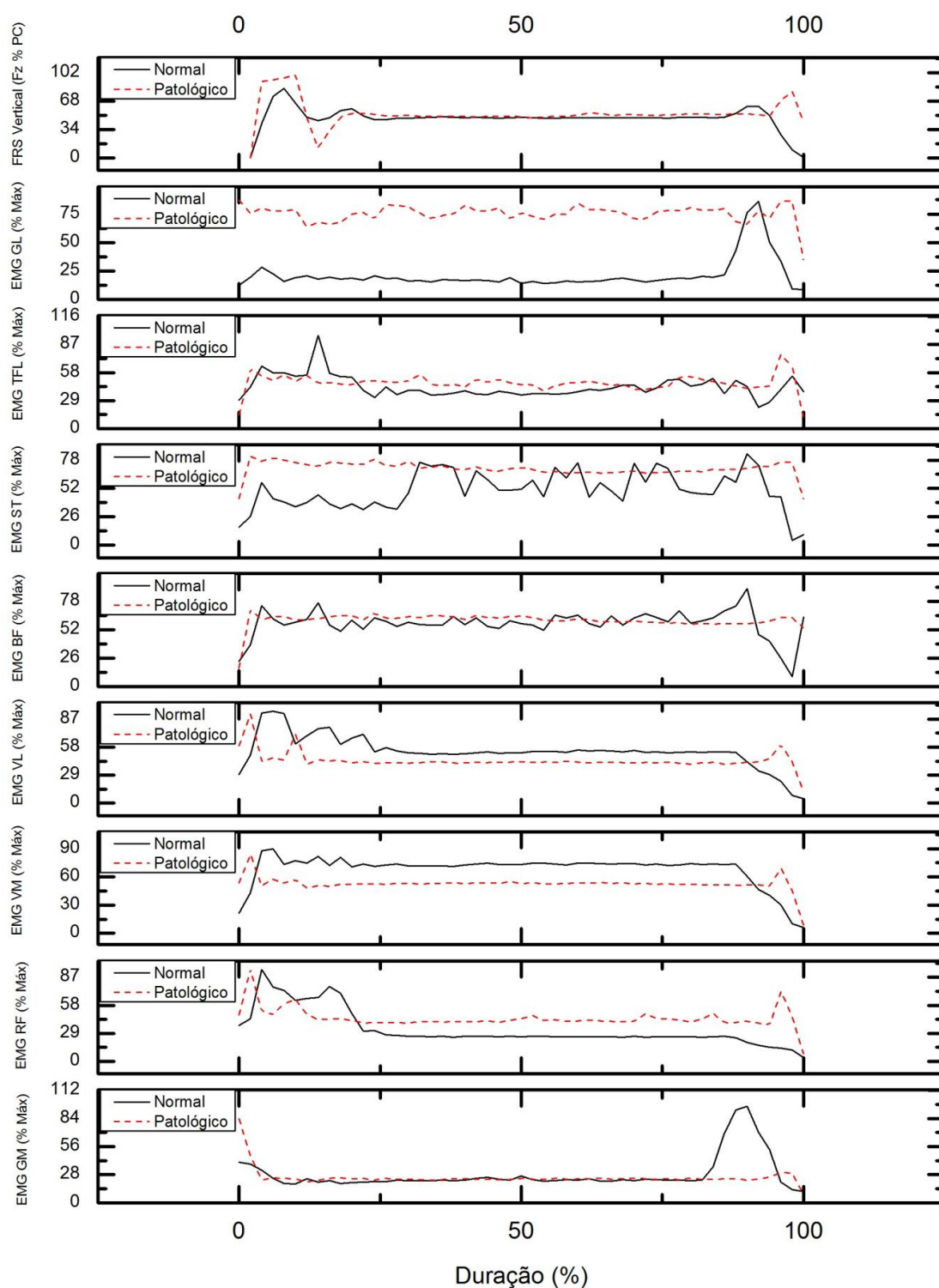
As maiores diferenças observadas no gráfico da Figura 45, coincidem com os instantes iniciais e finais das curvas que correspondem ao colocar e retirar do patim direito da PF. Nesses instantes, a criança patológica tem valores de ativação muscular superiores ao da criança normal, invertendo-se agora a situação em relação à situação da Figura 44, revelando de uma forma geral um maior recrutamento muscular com o calçar dos patins. Apesar disso existem exceções nos instantes iniciais das curvas dos músculos ST, BF, VL e GM da criança normal, revelando nestes instantes valores de intensidade de ativação muscular superiores aos valores da criança patológica. A intensidade da componente vertical da FRS, tal como na Figura 44, tem uma maior variação e um maior valor, nos instantes iniciais e finais, por parte da criança patológica, revelando que a criança patológica com patins tem uma maior dificuldade de equilíbrio quando coloca e retira o patim da PF.

Os gráficos da Figura 46 e da Figura 47 pretendem comprar separadamente a influência o uso dos patins nas duas crianças.

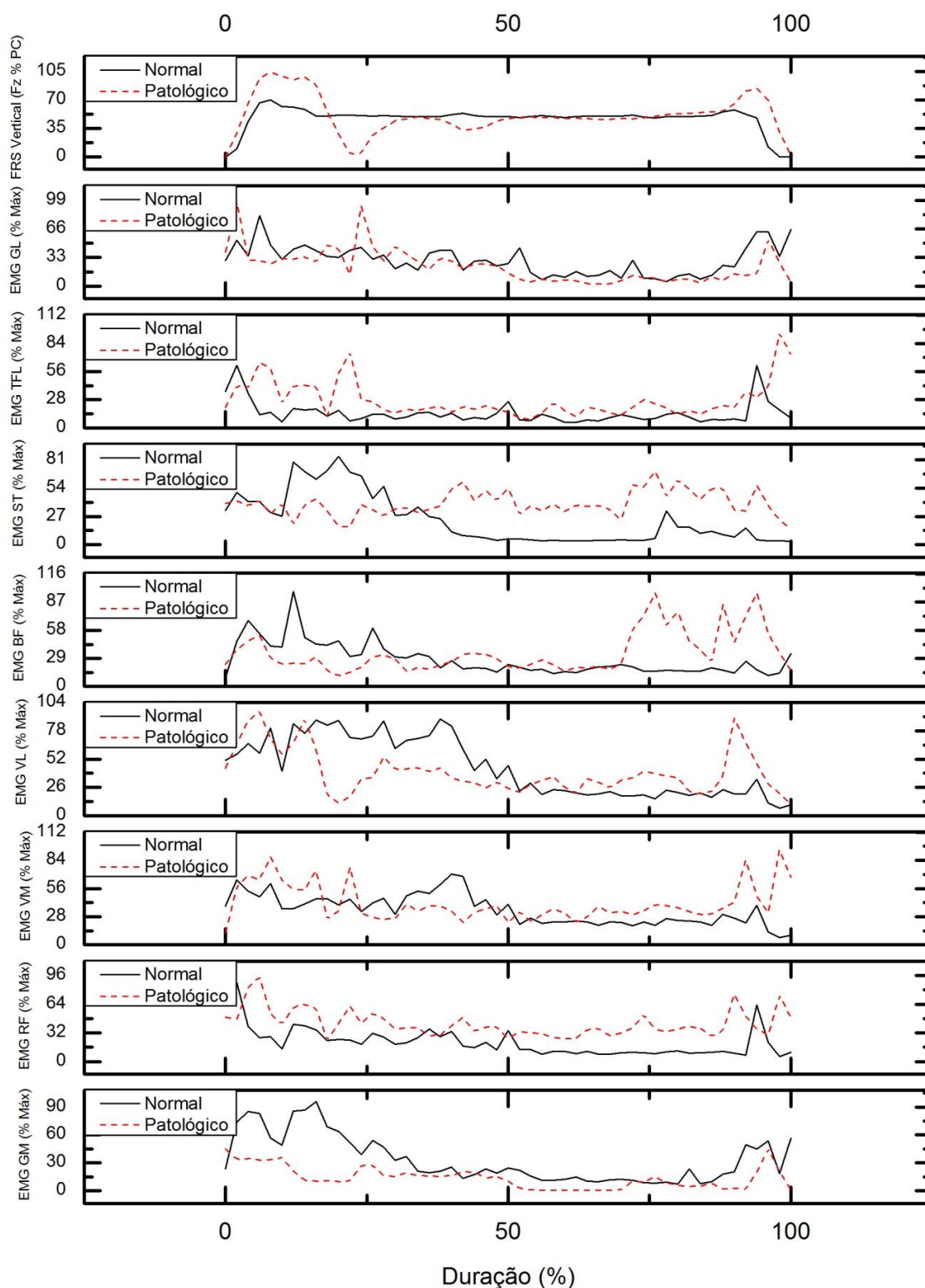
Na Figura 46 observamos que a criança normal com patins tem maiores oscilações nos valores da atividade muscular, ao longo do traçado de cada curva, do que os gráficos da criança normal sem patins. Estas oscilações revelam, por parte da criança normal com patins, um frequente recrutamento muscular para atingir o ponto de equilíbrio em cima dos patins. Apesar disso, é a criança normal sem patins que tem o valores de ativação muscular superiores e mais constantes ao longo do tempo, com exceção aos instantes iniciais dos músculos GM, ST e GL onde é evidente os valores de ativação muscular superiores por parte da criança normal com patins. A criança normal sem patins, apesar de ter valores constantes de ativação muscular, tem variações na sua ativação nos instantes iniciais e finais, como seria de esperar com o colocar e o retirar do pé da PF.

Na Figura 47 a criança patológica sem patins, à semelhança do que acontece com a criança normal sem patins, mantém os valores de intensidade de ativação muscular constante ao longo da tarefa, com valores superiores aos da criança com patins, à exceção dos instantes finais do traçado do músculo BF que evidencia dois picos de elevada intensidade muscular, ao retirar do pé direito da PF.

Assim, estas diferenças revelam que a criança patológica quando usa os patins tem a necessidade de recrutar varias vezes e com valores maiores de atividade muscular para cada músculo, do que a criança normal com patins. Em relação à intensidade da FRS vertical nos gráficos da Figura 47 e Figura 48 não se verifica nenhuma alteração significativa para além da que foi dito anteriormente na comparação feita entre a criança normal e patológica.

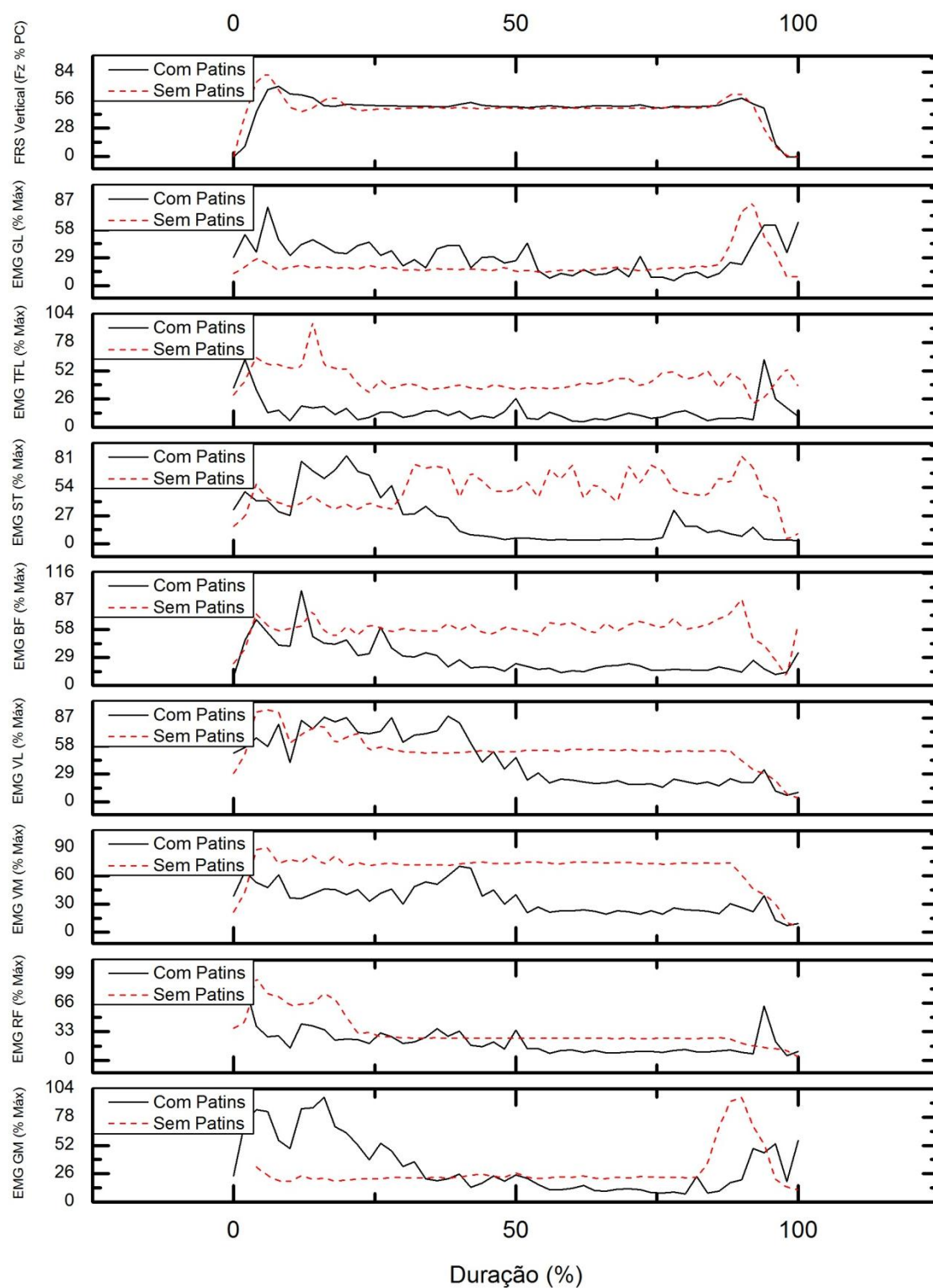


**Figura 44** – Representação da EMG da criança normal e patologia dos músculos, Gastrocnémio Medial (GM), Recto Femoral (RF), Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL), Bicépete Femoral (BF), Semitendinoso (ST), Tensor da Fascia Lata (TFL), Gastrocnémio Lateral (GL) e da força de reação ao solo vertical (FRS vertical - Fz) da tarefa de repouso sem Patins.



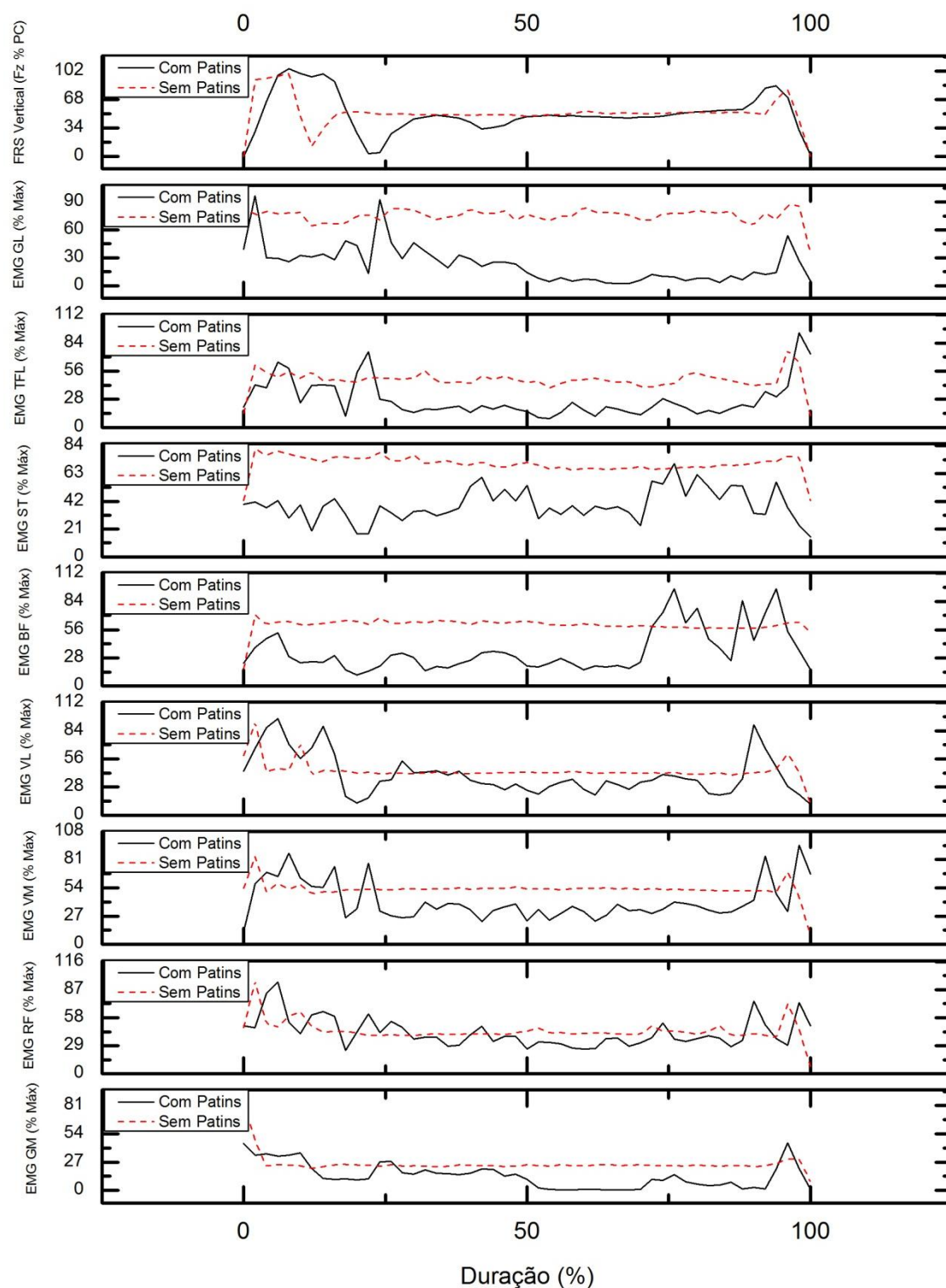
**Figura 45** – Representação da EMG da criança normal e patológica dos músculos, Gastrocnémio Medial (GM), Recto Femoral (RF), Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL), Bicípete Femoral (BF), Semitendinoso (ST), Tensor da Fascia Lata (TFL), Gastrocnémio Lateral (GL) e da força de reação ao solo vertical (FRS vertical - Fz) da tarefa de repouso com Patins.





**Figura 46** – Representação da EMG da criança Normal dos músculos, Gastrocnémio Medial (GM), Recto Femoral (RF), Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL), Bícepete Femoral (BF), Semitendinoso (ST), Tensor da Fascia Lata (TFL), Gastrocnémio Lateral (GL) e da força de reação ao solo vertical (FRS vertical - Fz) da tarefa de repouso com e sem Patins.





**Figura 47** – Representação da EMG da criança patológica dos músculos, Gastrocnémio Medial (GM), Recto Femoral (RF), Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL), Bicípete Femoral (BF), Semitendinoso (ST), Tensor da Fascia Lata (TFL), Gastrocnémio Lateral (GL) e da força de reação ao solo vertical (FRS vertical - Fz) da tarefa de repouso com e sem Patins.

### 6.1.2 Marcha

Os gráficos da Figura 48 e Figura 49 que se seguem correspondem à tarefa de marcha da criança normal e patológica. Com estes gráficos pretendemos comparar os resultados das PF e de EMG durante o ciclo de marcha.

O ciclo de marcha normal e patológica está muito bem documentado por diferentes autores [157] [70] [158][159] [107][160], embora a patologia dos joelhos valgos não surja na literatura por meio de investigações de marcha com o recurso às análises de cinética e de EMG.

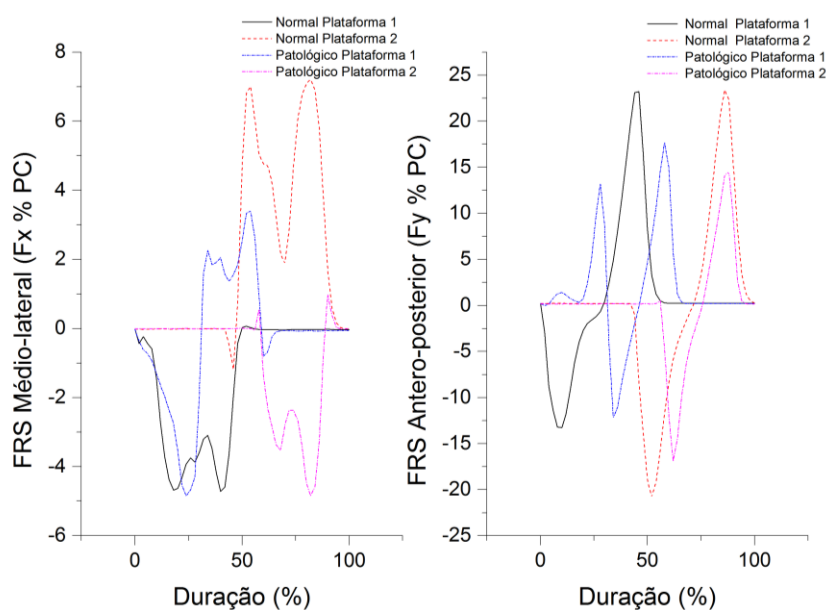
Sumariamente, a marcha humana é uma tarefa que pode ser dividida em duas fases, fase de Apoio e fase de balanço. A fase de balanço ocorre quando uma das pernas é lançada para a frente onde nesse intervalo de tempo todo o peso do corpo está suportado pela outra perna que corresponde à perna de apoio. Durante a fase de apoio um dos membros inferiores mantém o contacto com o solo existindo duas forças básicas de FRS, a força do peso e a força de atrito. É durante esta fase, com o apoio do pé direito na plataforma 1 e o apoio do pé esquerdo na plataforma 2, que se pretende avaliar as FRS das duas crianças e correlaciona-las com a atividade muscular dos diferentes músculos responsáveis pelo movimento de flexão e extensão do joelho.

A força de atrito é constituída pelas componentes médio-lateral e antero-posterior da FRS, correspondente ao atrito entre o pé e a superfície de contacto, (Figura 48).

A componente médio-lateral da FRS da criança normal, correspondente à plataforma 1, apresenta máximos de valores negativos com intensidades muito pequenas, entre os 4,5% e 5% de intensidade do seu peso corporal, com um pequeno vale na zona média do sinal. A criança patológica, por sua vez, apresenta uma parte do sinal com uma fase negativa e outra parte do seu sinal com uma fase positiva, com valores de intensidade na fase negativa próximos dos valores da criança normal mudando para a fase positiva onde atinge um máximo de aproximadamente 3% de intensidade do seu peso corporal.

A componente médio-lateral da FRS da criança normal, correspondente à plataforma 2, muda a sua curva de fase negativa para fase positiva apresentando máximos de intensidade de 7% do seu peso corporal, com um vale mais acentuado na zona média da curva, enquanto a criança patológica desta vez apresenta uma fase negativa com dois picos de valores de 3% e 5% do seu peso corporal. A variação de fase nesta componente pode ser justificada de acordo com os autores Hamill e Knutzen [161], que referem que a variabilidade observada na componente médio-lateral deve-se à diversidade no posicionamento do pé em cima da PF, que

pode ser apontado para dentro (adução do pé) ou para fora (abdução do pé) durante a fase de apoio. Por isso, pode-se referir que a criança normal coloca o pé direito para fora (plataforma 1) e o pé esquerdo para dentro (plataforma 2), enquanto a criança patológica coloca uma parte pé direito fora e a outra parte para dentro (plataforma 1) e o pé esquerdo aponta-o para fora (plataforma 2). Ao observarmos os resultados da componente médio-lateral da FRS, da criança normal e da criança patológica, deparamo-nos com valores de intensidade muito baixos e que se mostraram inconsistentes, o que dificultou a sua interpretação, estando assim de acordo com outros estudos realizados por outros investigadores [70] [161] [162].



**Figura 48** – Força de Reação ao Solo médio-lateral e antero-posterior do movimento de marcha da criança Normal e Patológica.

A componente antero-posterior da FRS correspondente ao pé direito (plataforma 1) apresenta, para a criança normal, uma fase negativa (desaceleração), com um valor de pico de 12,5% do seu peso corporal, durante metade da fase de apoio, e uma fase positiva (aceleração), com um valor de pico de 22,5% do seu peso corporal, durante a outra metade dessa fase, enquanto a criança patológica apresenta uma curva com duas fases positivas e uma fase negativa, com valores de pico inferiores aos da criança normal. As fases positivas da criança patológica situam-se na fase inicial e final do apoio e, a fase negativa na zona média da curva entre a fase inicial e a fase final do apoio.

A componente antero-posterior da FRS correspondente ao pé esquerdo (plataforma 2) apresenta, para a criança normal, mais uma vez, uma fase de apoio negativa e outra positiva, embora a fase negativa tenha um valor de pico superior (22% do seu peso corporal), em

relação à fase negativa anterior, enquanto a criança patológica apresenta apenas uma fase negativa e outra positiva com valores de menor intensidade em relação à criança normal.

Segundo Winter [76], o motivo pela qual acontece uma mudança de fase da componente antero-posterior durante apoio, deve-se à diminuição da velocidade do corpo (desaceleração), que corresponde à fase negativa, e a uma aceleração do corpo para a frente, que corresponde à fase positiva. A fase positiva e negativa de apoio é dividida em duas metades. Durante a primeira metade desta fase, o pé da criança empurra o solo para a frente e, conseqüentemente, a FRS antero-posterior é direcionada para trás (fase negativa). Na segunda metade, o pé da criança empurra o solo para trás e, conseqüentemente, a FRS antero-posterior é direcionada para a frente (fase positiva).

A componente vertical da FRS está relacionada com o peso corporal da criança, bem como, qualquer aceleração e/ou desaceleração que atua no seu corpo (Figura 49). Essa componente é necessária para se contrapor à ação da gravidade e deve ser igual ao peso corporal, para manter a altura do centro de massa acima da superfície de contacto. Desta forma, se a FRS vertical for menor que o peso corporal indica que o centro de massa do corpo está acelerando de forma descendente, enquanto se a FRS vertical se for maior que o peso corporal indica que o centro de massa do corpo está acelerando de forma ascendente [163]. As componentes verticais da FRS estão representadas na Figura 49, para as duas crianças e para os dois pés (plataforma 1 e 2). Cada curva apresenta dois picos e um vale, sendo esses picos normalmente caracterizados por uma intensidade superior ao seu peso corporal. O primeiro pico é observado durante a primeira metade da fase de apoio e corresponde ao instante em que a perna suporta o peso corporal, logo após o contacto inicial do calcanhar com o solo. O segundo pico de uma das curvas, é observado no final da fase de apoio e representa o impulso dos dedos do pé contra o solo para iniciar o próximo passo [161]. O vale entre esses dois picos é ligeiramente menor em intensidade que o peso corporal e ocorre quando o pé se encontra na posição plana em relação ao solo. Cada uma destas curvas é caracterizada por uma intensidade maior que as demais componentes.

A componente vertical da FRS correspondente à plataforma 1 (pé direito) apresenta, durante a primeira metade da fase de apoio, para a criança normal um primeiro pico, de 105 % do seu peso corporal, e um valor superior na criança patológica, de 126 % do seu peso corporal com um avanço de fase na ordem dos 17,5% do seu ciclo de marcha. Estas diferenças de fase e do valor de pico entre as duas crianças, pode ser justificada, segundo Meglan e Todd, pelo desvio e pela maior aceleração do centro de massa de uma forma ascendente por parte da criança patológica [163]. Quanto ao segundo pico, correspondente ao final da fase de apoio da

criança patológica, mantém a diferença de fase em relação à criança normal, como seria de esperar, mas aproximou o valor de pico ao pico da criança normal.

No que respeita à plataforma 2 (pé esquerdo), a componente vertical da FRS, durante a primeira metade da fase de apoio, a criança normal apresentou um primeiro pico de 108% do seu peso corporal, e desta vez um pouco superior ao valor da criança patológica com um pico de intensidade de 105 % do seu peso corporal. As diferenças observadas, quer no primeiro como no segundo pico, nos valores de intensidade entre a criança normal e patológica na plataforma 2 não são tão significativas como as observadas na plataforma 1, existindo apenas um avanço de fase que já existia na plataforma 1 por parte da criança patológica e uma diminuição do valor de intensidade do vale na plataforma 2 por parte da criança normal que é justificado pelo aumento da sua velocidade.

Ainda relativamente à componente da FRS vertical, podemos observar pequeno pico nos primeiros milissegundos durante a fase de apoio da criança normal na plataforma 1, que por vezes não é evidente na marcha, nem nas restantes curvas da FRS vertical e refere-se à força de impacto. Segundo Nigg e Herzog [162], esta força resulta da colisão entre o pé e o solo e atinge uma intensidade máxima entre os 50 ms após o contacto inicial do calcanhar com o solo. A intensidade do pico da força de impacto pode sofrer influências de vários fatores, entre eles, velocidade de locomoção [162]. Esta componente foi também utilizada como referência para realizar a análise qualitativa e quantitativa do sinal EMG, de forma a distinguir os diferentes momentos do ciclo de marcha.

O padrão de atividade muscular de um individuo normal está documentado por Vaughan, Davis e O'Connor [164] mostrando os períodos de atividade e de silêncio durante o ciclo de marcha. Este padrão [164], permite-nos realizar uma análise comparativa entre o sinal EMG obtido e o sinal EMG que esperaríamos obter entre a criança normal e patológica, para o membro direito, onde foram colocados os elétrodos.

Segundo os padrões de atividade muscular descritos por Vaughan, Davis e O'Connor, podemos afirmar que durante a fase de apoio médio e a fase de balanço médio, é onde a sua atividade muscular é baixa. Isto é importante porque é durante estes dois períodos que ocorre o maior movimento observável [157]. Portanto, os momentos importantes de atividade muscular onde a maioria dos grupos musculares estão ativos serão: a) logo após ao contacto do calcanhar com o solo; b) no momento do impulso dos dedos do pé contra o solo para iniciar o próximo passo. Estes são os períodos de desaceleração e aceleração das pernas, quando o peso do corpo é transferido de um pé para o outro [157].

Na Figura 49, podemos analisar os instantes de tempo onde deverá existir maior atividade muscular (no segundo pico e, entre o contacto do calcanhar e o primeiro pico)

através dos picos de sinal da plataforma 1, visto que os picos da plataforma 2 correspondem à fase de balanço e pertencem ao membro inferior esquerdo para o qual não foi medida a atividade muscular.

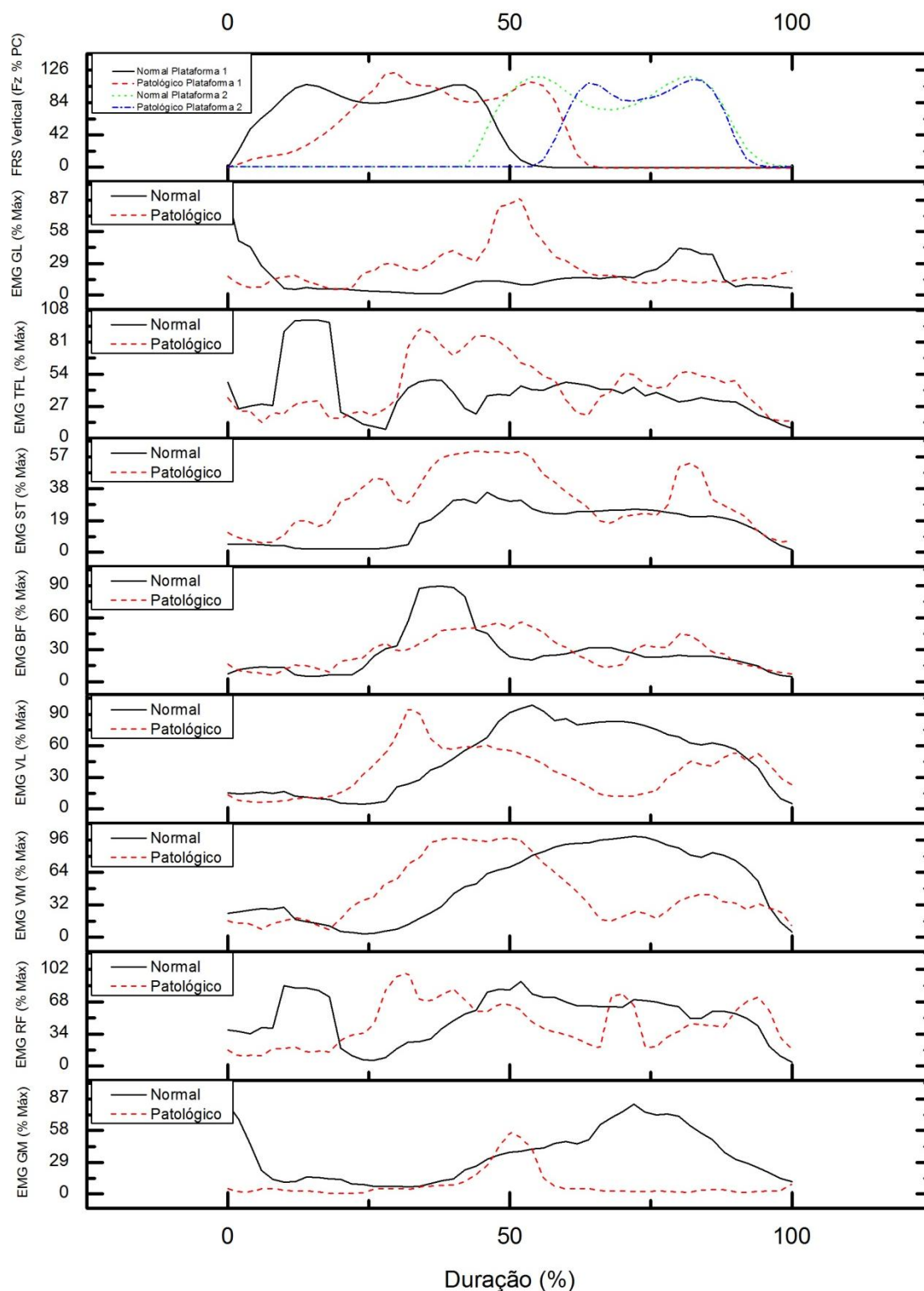
Na criança normal (Figura 49), podemos observar que os músculos TFL e RF surgem com valores máximos de ativação muscular de 94,5% e 85% do seu valor máximo, respetivamente, após o contacto do calcanhar com o solo, os músculos ST e BF surgem com os seus valores máximos de ativação muscular de 36% e 90% do seu valor máximo, respetivamente, no momento do impulso dos dedos do pé contra o solo, e os músculos GM, VM, VL e GL surgem com os seus valores máximos de ativação muscular de 75,5%, 96%, 97,5% e 40% do seu valor máximo, respetivamente, durante a fase de balanço do membro direito. Os resultados obtidos de atividade muscular, com a exceção ao músculo BF, que na fase de devia estar ativo está em silêncio e na fase de silêncio está ativo, estão acordo com a literatura referida por Vaughan, Davis e O'Connor e Perry [157] [160].

Na criança patológica (Figura 49), podemos observar que os músculos RF, VL e TFL surgem com valores máximos de ativação muscular de 98%, 90% e 92% do seu valor máximo, respetivamente, após o contacto do calcanhar com o solo e os músculos GM, VM, BF, ST e GL surgem com os seus valores máximos de ativação muscular de 56%, 96%, 56%, 57% e 87% do seu valor máximo, respetivamente, no momento do impulso dos dedos do pé contra o solo. Os resultados obtidos de atividade muscular, com a exceção ao músculo BF, que na fase de devia estar ativo está em silêncio e na fase de silêncio está ativo, estão acordo com a literatura referida por Vaughan, Davis e O'Connor e Perry [157] [160].

Observando os valores de ativação muscular da criança normal, verificou-se que os valores máximos de ativação dos músculos GM, VL, BF e TFL são superiores aos da criança patológica. Nos músculos GM, VM, VL e GL da criança normal verificou-se diferenças nos períodos e fases de ativação em relação à criança patológica.

### 6.1.3 Corrida

Na corrida ambos os pés tocam alternadamente no solo durante o ciclo de corrida, não existindo nenhum período de duplo apoio. O pico da FRS vertical é normalmente a cada passo que dá, duas vezes superior ao seu peso corporal, quando corre a baixa velocidade e, três vezes superior ao seu peso corporal, quando corre a alta velocidade [165].

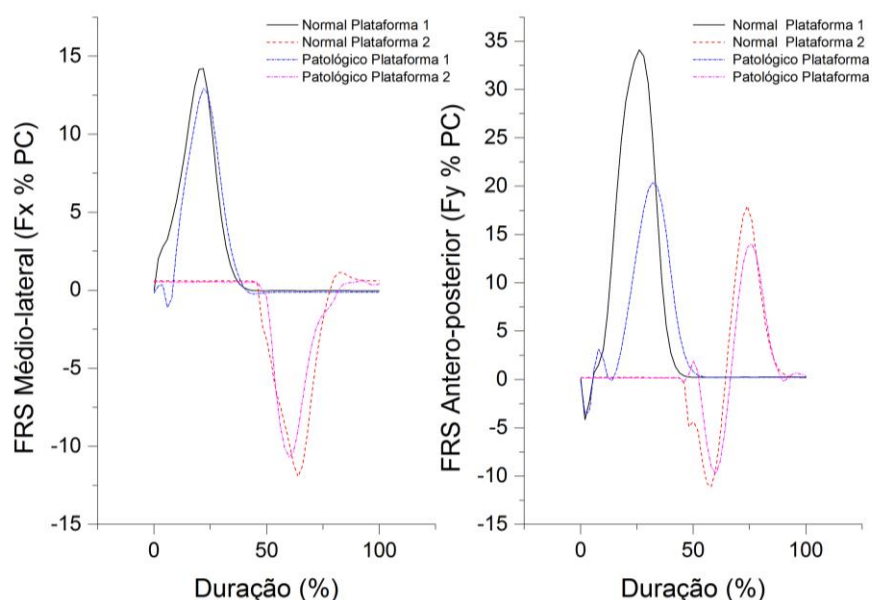


**Figura 49** – Representação da EMG da criança normal e patológica dos músculos, Gastrocnémio Medial (GM), Recto Femoral (RF), Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL), Bícepete Femoral (BF), Semitendinoso (ST), Tensor da Fascia Lata (TFL), Gastrocnémio Lateral (GL) e da força de reação ao solo vertical (FRS vertical - Fz) do movimento de marcha.

O correr, como o marchar, é uma série de pronações e supinações e as principais diferenças encontradas na corrida em relação à marcha são [166]:

- Aumento da velocidade,
- Aumento do valor das FRS,
- Existência de uma fase flutuante,
- Não tem uma fase de apoio duplo,
- Diminui a fase de apoio e tem uma fase de balanço vincada,
- Existe uma da fase de balanço duplo, em vez da fase de duplo apoio como na marcha,
- Requer uma maior amplitude de movimentos em todas as articulações dos membros inferiores,
- Requer uma maior contração muscular excêntrica,
- O contacto inicial é variável e dependendo da velocidade,
- O centro de gravidade diminui com o aumento da velocidade,
- Diminui a base de apoio.

Na Figura 50 estão representas as componentes médio-lateral e antero-posterior da FRS correspondente ao ciclo de corrida da criança normal e patológica.



**Figura 50** – Força de Reação ao Solo médio-lateral e antero-posterior do movimento de corrida da criança Normal e Patológica.

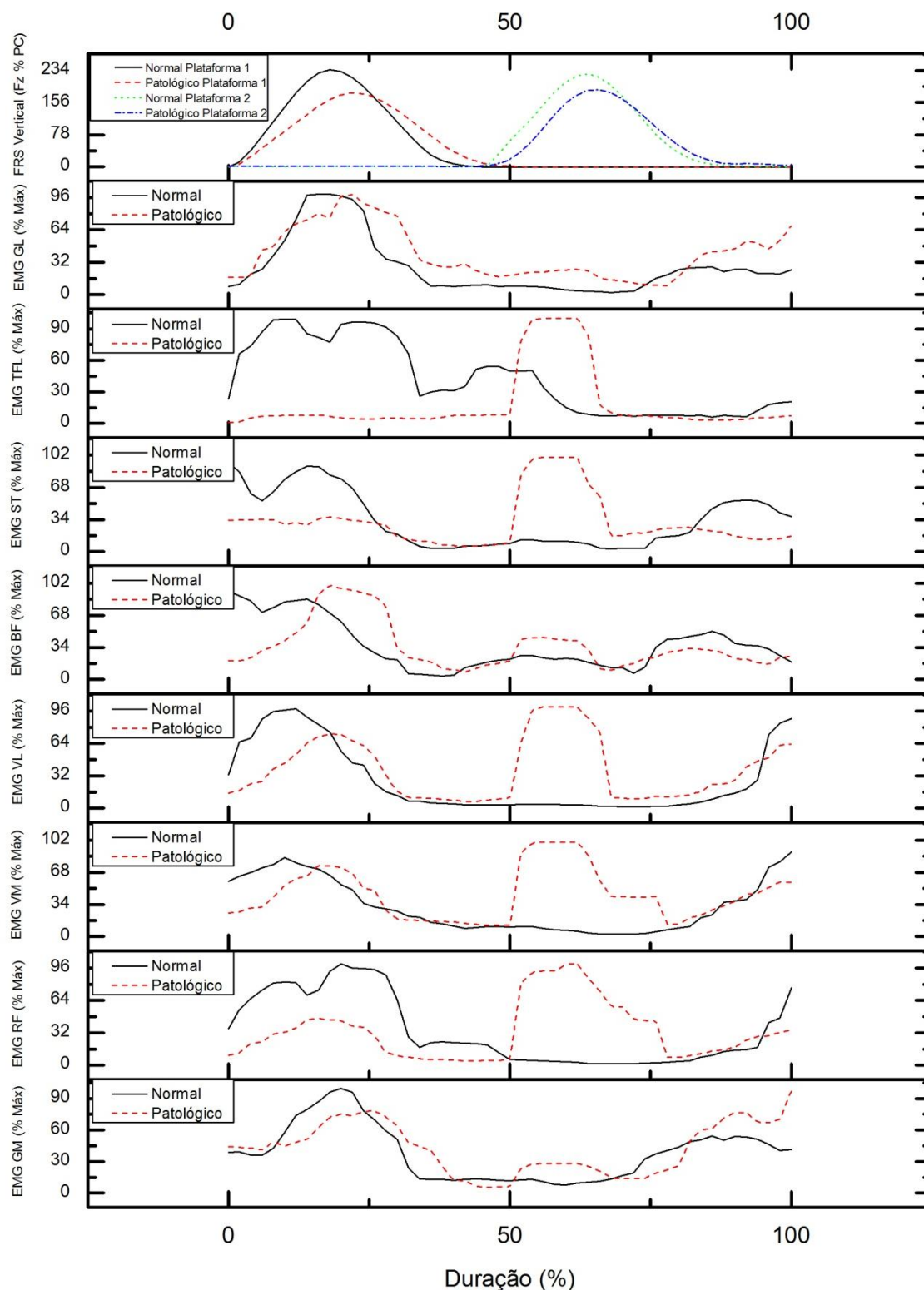
No gráfico da FRS médio-lateral (Figura 50) da criança normal correspondente à plataforma 1 e 2, apresentam 2 picos de valores, um de fase positiva e outro de fase negativa,



com valores de intensidade máxima de 14,5% e 12% do seu peso corporal, respetivamente. No gráfico da FRS médio-lateral da criança patológica correspondente à plataforma 1 e 2, apresentam também 2 picos de valores, um de fase positiva e outro de fase negativa, com valores de intensidade máxima de aproximadamente 12,5% e 10,5% do seu peso corporal, respetivamente. Esta componente tal como foi referido da marcha, corresponde ao posicionamento do pé na PF, apontando para dentro ou para fora durante a fase de apoio. Neste caso podemos dizer que ambas as crianças colocam os pés em abdução.

No que respeita à componente antero-posterior da criança normal correspondente à plataforma 1 e 2, observam-se dois picos de valores com uma fase positiva e um outro com uma fase negativa, com valores de intensidade máxima de 34,5% e 17,5% e 11% do seu peso corporal, respetivamente. Na componente antero-posterior da criança patológica correspondente à plataforma 1 e 2, observam-se também 2 picos de valores com uma fase positiva e um outro com uma fase negativa, com valores de intensidade máxima de aproximadamente 20% e 13% e 10% do seu peso corporal, respetivamente. À semelhança da marcha a componente antero-posterior, corresponde a uma fase de desaceleração e uma aceleração entre as duas crianças. Portanto, observa-se que a criança normal apresenta uma maior aceleração e uma maior desaceleração ao longo do movimento, acelerando até apoiar o pé direito na plataforma 1, diminuindo a velocidade (travagem) logo de seguida, aumentando posteriormente a aceleração até a criança atravessar a plataforma 2.

A componente vertical da FRS e do sinal EMG correspondentes ao ciclo de corrida estão representadas na Figura 51. A componente vertical da FRS apresenta um pico acentuado em cada uma das plataformas, que ocorre quando o pé se encontra na fase de apoio médio ao solo. Na plataforma 1 e 2 esse pico apresenta valores de intensidade de 234% do seu peso corporal no caso da criança normal e valores de intensidade de 195% do seu peso corporal no caso da criança patológica. O fato de existir um pico de intensidade maior por parte da criança normal deve-se ao valor da sua velocidade média, 3 m/s, ser superior à velocidade média, 2 m/s da criança patológica aumentando o impacto no apoio do pé. A componente vertical da FRS foi utilizada como referência para realizar a análise qualitativa e quantitativa do sinal EMG, de forma a distinguir os momentos do ciclo de corrida normal e patológico. Os instantes mais importantes no ciclo de corrida são representados pelo impacto do pé direito na plataforma 1, que representa a fase de apoio e pelo impacto do pé esquerdo na plataforma 2, que representa o início da fase de balanço, devido aos elétrodos de EMGs estarem colocados na perna direita.



**Figura 51** – Representação da EMG da criança normal e patológica dos músculos, Gastrocnémio Medial (GM), Recto Femoral (RF), Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL), Bicipete Femoral (BF), Semitendinoso (ST), Tensor da Fascia Lata (TFL), Gastrocnémio Lateral (GL) e da força de reação ao solo vertical (FRS vertical - Fz) do movimento de corrida.

Nos gráficos da criança normal (Figura 51) podemos observar que todos os seus músculos apresentam o seu valor máximo de atividade muscular no momento do impacto do pé com a plataforma 1 e uma atividade muscular muito baixa na sua fase de balanço, plataforma 2. A atividade muscular máxima da criança patológica, durante a fase de apoio, para os músculos, GM, RF, VM, VL, BF, ST, TFL e GL tem o valor de 98%, 96%, 85%, 96%, 86%, 86%, 98% e 96% do seu valor máximo, respetivamente.

Na criança patológica (Figura 51) todos os músculos, à exceção do músculo TFL, apresentam uma ativação muscular durante a sua fase de apoio como seria de esperar analogamente ao ciclo de marcha. O músculo TFL apresenta um atraso na sua ativação muscular ocorrendo esta na fase de balanço.

A atividade muscular máxima da criança patológica, durante a fase de apoio, para os músculos GM, RF, VM, VL, BF, ST, TFL e GL tem o valor de 75%, 47%, 70%, 77%, 99%, 34%, 98% e 96% do seu valor máximo, respetivamente. Na fase de balanço da criança patológica, observa-se uma grande atividade muscular dos músculos RF, VM, VL, ST e TFL, que em certos casos, apresenta valores superiores à atividade muscular da sua fase de apoio, não estando de acordo com a atividade muscular padrão do ciclo de corrida. Esta situação poderá ocorrer devido a alguma restrição articular do joelho provocada pela patologia dos joelhos valgos que ativa certos músculos durante a fase de balanço.

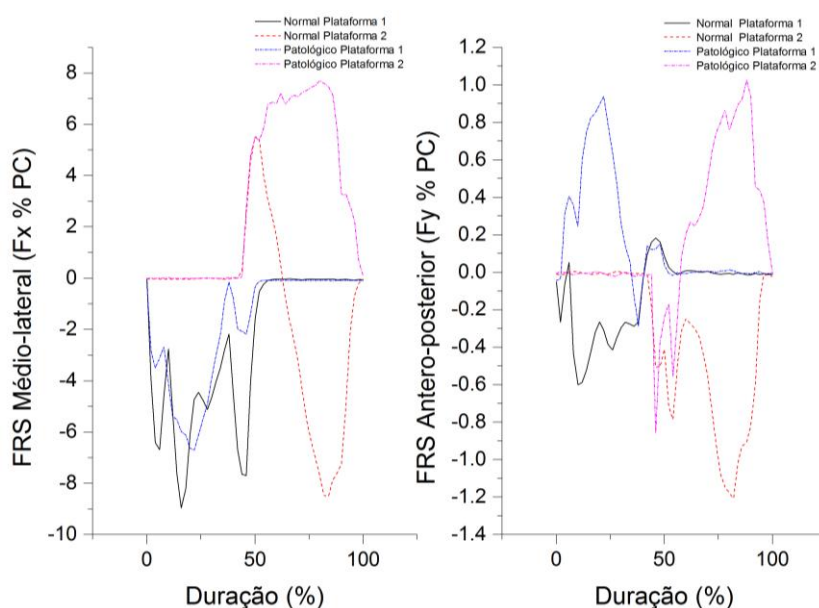
De um modo geral, a fase de apoio da criança normal, exceto no músculo BF, tem uma atividade muscular superior à da criança patológica, que pode ser justificada pelo maior valor da FRS.

#### **6.1.4 Deslizar com os dois pés**

A Figura 52 representa o gráfico da componente médio-lateral e antero-posterior da FRS correspondente ao movimento de deslizar do pé direito sobre as duas PF, com o pé esquerdo a deslizar paralelamente ao direito.

Na componente médio-lateral da FRS (Figura 52) da criança normal as oscilações observadas (adução e abdução) indicam que existe dificuldade em manter o patim numa trajetória linear, logo no início do movimento (plataforma 1), mas posteriormente tem uma oscilação em adução apenas, mantendo uma trajetória no sentido medial. Os valores máximos desta componente são aproximadamente 9% do seu peso corporal.

Para a criança patológica observam-se um comportamento semelhante ao da criança normal, tendo apenas valores máximos de intensidade inferiores, 7% e 7,5%, uma oscilação no sentido lateral.

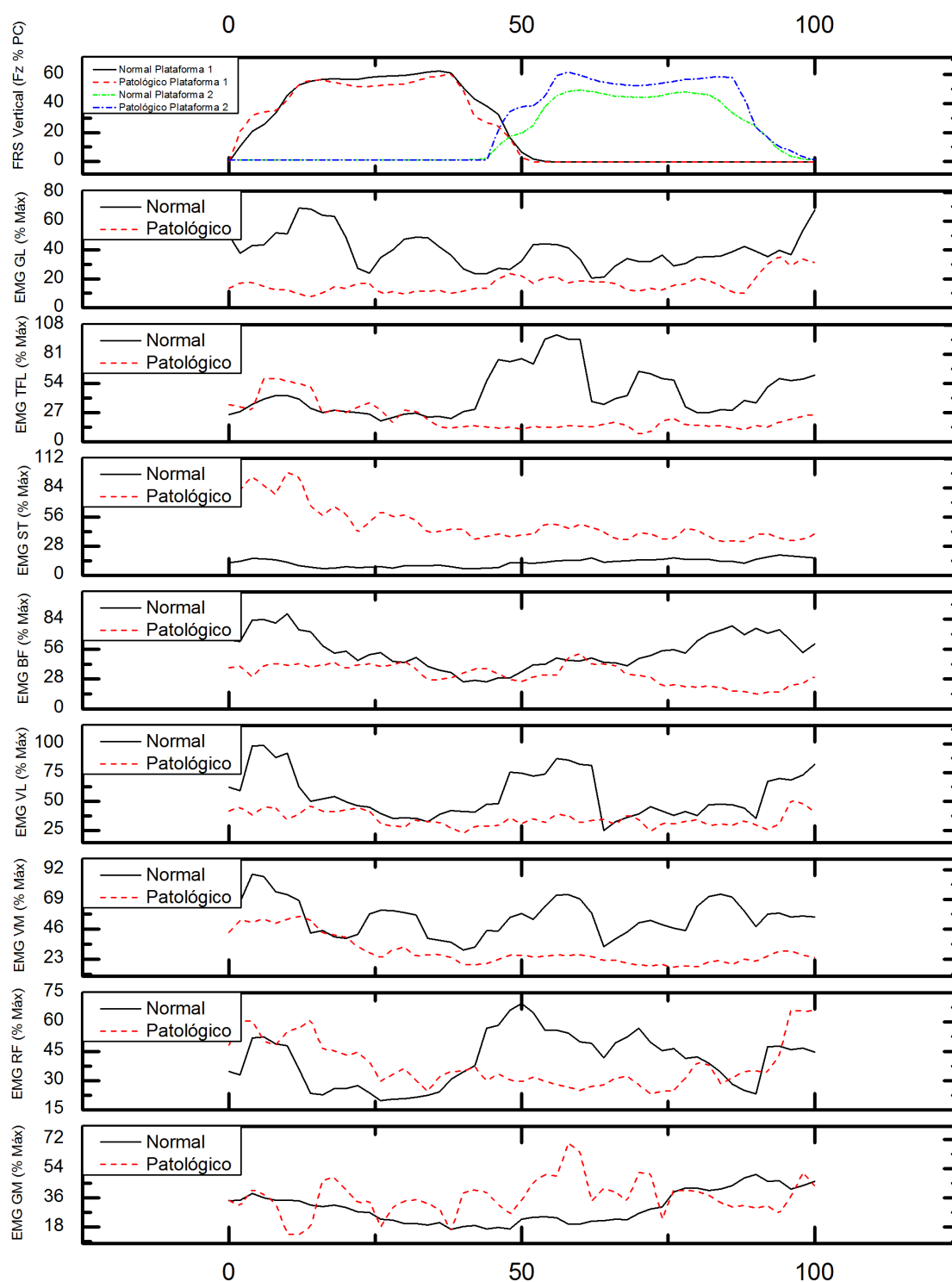


**Figura 52** – Força de Reação ao Solo médio-lateral e antero-posterior do movimento de deslizar do pé direito sobre as duas PF, com o pé esquerdo a deslizar paralelamente ao direito fora das PF, da criança Normal e Patológica.

Na componente antero-posterior da FRS observa-se uma inversão de fase nas curvas da plataforma 1 e 2, com a criança normal a ter duas fases negativas e a criança patológica a ter duas fases positivas. As fases negativas da criança normal revelam que a sua velocidade diminui ao longo do movimento, inclinando o seu corpo para trás enquanto a criança patológica, ao ter as suas fases positivas, mostrando uma aumento da sua aceleração com o corpo inclinado para a frente.

Na zona onde termina a curva da plataforma 1 e na zona onde inicia a curva da plataforma 2, situada entre 45% e 55% da sua duração, existem grandes oscilações na intensidade do sinal quer na componente médio-lateral quer na componente antero-posterior devido à proximidade das duas plataformas fazendo com que o patim pise as duas plataformas ao mesmo tempo durante esse intervalo de tempo.

Na Figura 53 está representada a componente vertical da FRS e a atividade muscular dos respetivos músculos da perna direita, com o pé esquerdo a deslizar fora das plataformas, paralelamente ao direito. A componente vertical da FRS foi utilizada como referência para realizar a análise qualitativa do sinal EMG, de forma a distinguir os momentos do deslizar do pé direito sobre as duas PF.



**Figura 53** – Representação da EMG da criança normal e patológica dos músculos, Gastrocnémio Medial (GM), Recto Femoral (RF), Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL), Bícipete Femoral (BF), Semitendinoso (ST), Tensor da Fascia Lata (TFL), Gastrocnémio Lateral (GL) e da força de reação ao solo vertical (FRS vertical - Fz) do movimento de deslizar do pé direito sobre as duas PF, com o pé esquerdo a deslizar paralelamente ao direito fora das PF.

Na componente vertical da FRS da plataforma 1 e 2 da criança normal observam-se dois picos com valores máximos de aproximadamente 60% e 50% do seu peso corporal, respetivamente e um pequeno vale quase impercetível. Na plataforma 1 e 2 da criança patológica observa-se à mesma dois picos, com um valor máximo de aproximadamente 60% do seu peso corporal e um pequeno vale mais acentuado que o da criança normal.

Os momentos mais importantes desta análise, que estão entre os dois picos máximos da plataforma 1 e os dois picos máximos da plataforma 2, podendo referir que a criança normal apresenta valores de ativação muscular superiores aos da criança patológica, exceto nos músculos GM e ST. O músculo ST e o músculo GM da criança patológica têm uma atividade bastante superior ao da criança normal.

Portanto, estes resultados revelam uma menor necessidade de recrutamento muscular de certos músculos por parte da criança patológica apesar de existir uma maior oscilação vertical na execução desta tarefa. Este facto, fará com que tenha um maior equilíbrio postural quando desliza com os patins paralelamente.

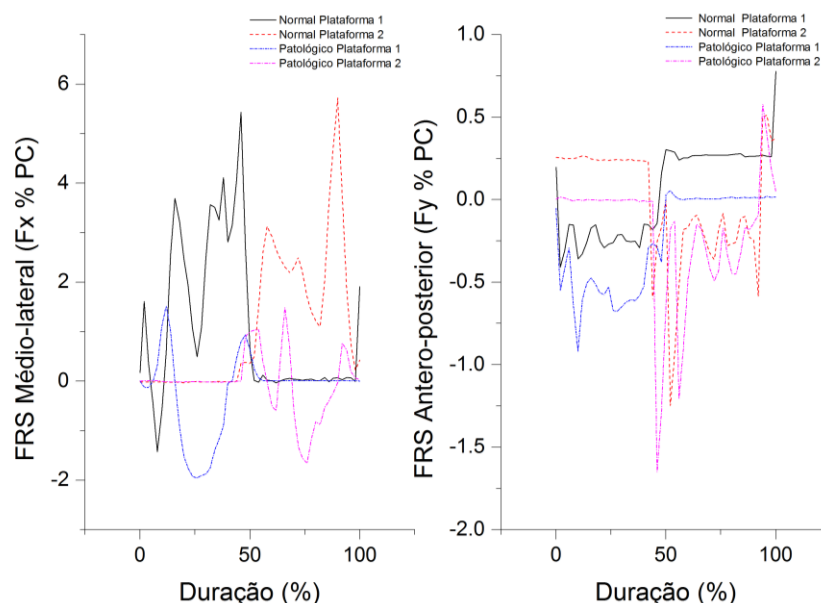
#### 6.1.5 Deslizar com o pé esquerdo levantado

Analisando o movimento de deslizar do pé direito com patins, ao longo das duas plataformas e com o pé esquerdo levantado, verificou-se um comportamento algo diferente nas duas crianças para a componente médio-lateral e antero-posterior (Figura 54).

Na componente médio-lateral da FRS, observa-se que a criança normal e a criança patológica apresentam as suas curvas com uma inversão de fase. A criança normal ao atravessar a plataforma 1 e 2, executa várias oscilações em adução e abdução colocando o patim tendencialmente no sentido lateral, enquanto a criança patológica executa menos oscilações colocando o patim no sentido medial. Os valores máximos de intensidade da FRS médio-lateral para a criança normal e patológica na plataforma 1 e 2 são de aproximadamente de 5,4%, 5,6%, 2% e 1,7% do seu peso corporal, respetivamente.

No gráfico da componente antero-posterior da FRS, observa-se que o padrão das curvas é semelhante, embora tenha existido uma variação do “offset” no sinal da criança normal. Desconhecendo o motivo pela qual existiu um deslocamento no “offset” no sinal e desprezando-o, pode-se dizer que, ambas as crianças apresentam uma diminuição da sua velocidade visto terem curvas com fases negativas.

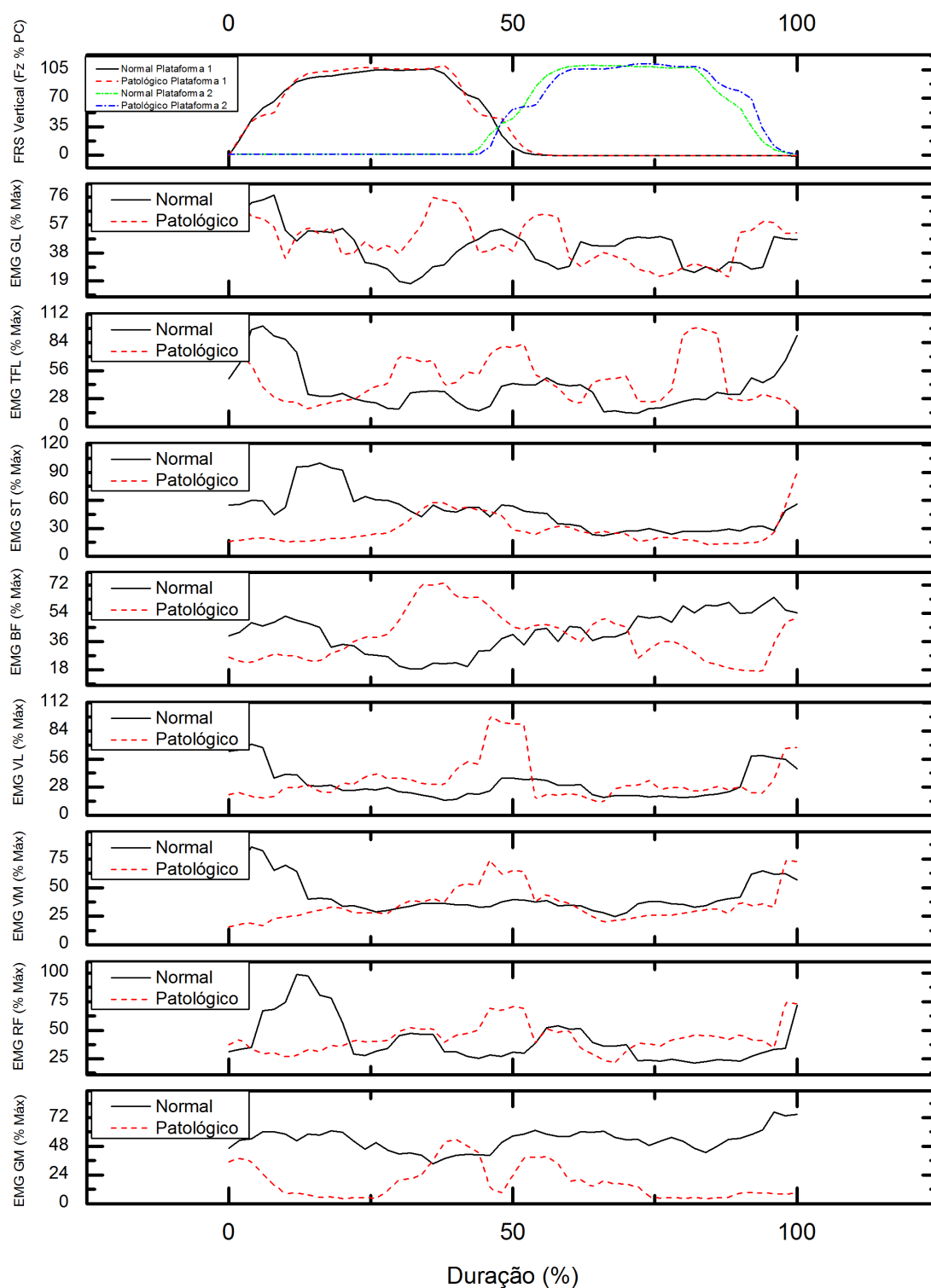
A componente vertical da FRS, mais uma vez, foi utilizada como referência para realizar a análise qualitativa do sinal EMG, de forma a distinguir os momentos do deslizar do pé direito sobre as duas PF.



**Figura 54** – Força de Reação ao Solo médio-lateral e antero-posterior do movimento com patins, com o pé esquerdo levantado e o pé direito a deslizar nas plataformas de força, da criança Normal e Patológica.

Na componente vertical da FRS (Figura 55) observa-se que o padrão das curvas da criança normal e patológica é muito semelhante, havendo pequenas diferenças que são praticamente desprezáveis. Para os instantes entre os dois picos máximos da plataforma 1 e os dois picos máximos da plataforma 2, pode-se referir que a criança normal apresenta valores de ativação muscular inferiores aos da criança patológica, exceto nos músculos GM e ST. O músculo ST da criança normal tem uma atividade muscular superior ao da criança patológica no momento inicial da curva, enquanto o músculo GM tem praticamente durante toda a tarefa valores de ativação muscular superiores aos da criança patológica.

Apesar dos músculos da criança normal terem ao longo da tarefa uma ativação muscular apreciável, na sua maioria, a criança patológica exhibe um maior recrutamento muscular, invertendo-se a situação da tarefa anterior com patins. O fato de a criança normal não ter um recrutamento muscular tão intenso, fará com que tenha um maior equilíbrio postural quando desliza apoiada num patim e em contrapartida a criança patológica um maior desequilíbrio postural.



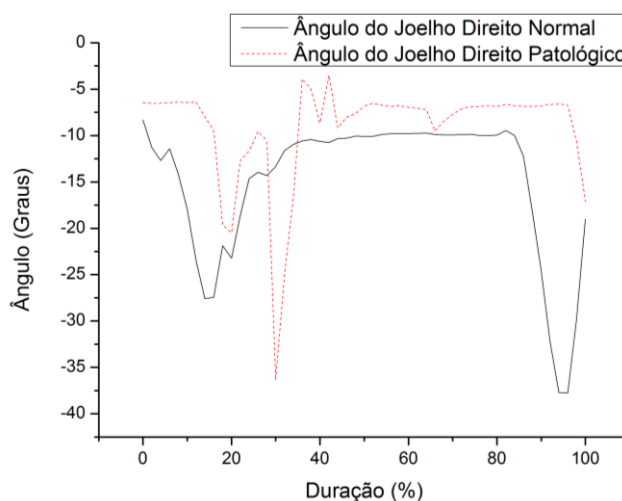
**Figura 55** – Representação da EMG da criança normal e patológica dos músculos, Gastrocnémio Medial (GM), Recto Femoral (RF), Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL), Bícepete Femoral (BF), Semitendinoso (ST), Tensor da Fascia Lata (TFL), Gastrocnémio Lateral (GL) e da força de reação ao solo vertical (FRS vertical - Fz) do movimento com patins, com o pé esquerdo levantado e o pé direito a deslizar em cima das PF.



É ainda importante realçar que na plataforma 1 e 2 existe, nos primeiros milissegundos e nos últimos milissegundos da componente vertical da FRS, um pequeno pico, que por vezes pode ser evidente nos primeiros milissegundos na marcha, que segundo Nigg e Herzog [162] resulta da colisão entre dois corpos. Esses picos são representados nos dois movimentos com patins pela força de colisão entre o patim e as plataformas, sendo desprezáveis para uma análise comparativa entre a criança normal e patológica dos respetivos movimentos, pelo simples fato desta análise incidir apenas na estabilidade da FRS vertical e na estabilidade da atividade muscular.

## 6.2 Modelação e Simulação

Os gráficos que seguem representam os ângulos articulares durante a flexão do joelho direito de cada movimento realizado, extraídos da ferramenta de cinemática inversa do “OpenSim”. Uma das principais ações dos músculos é acelerar e desacelerar os movimentos angulares das pernas [164]. A atividade muscular dos extensores e flexores do joelho é de grande importância na sua estabilidade, podendo ser correlacionada com o ângulo articular. Na determinação dos seus instantes verifica-se uma maior amplitude do ângulo articular de flexão e extensão, que permite avaliar se existe uma maior ou menor mobilidade de movimentos e maior ou menor sustentação corporal durante a fase de apoio [157].

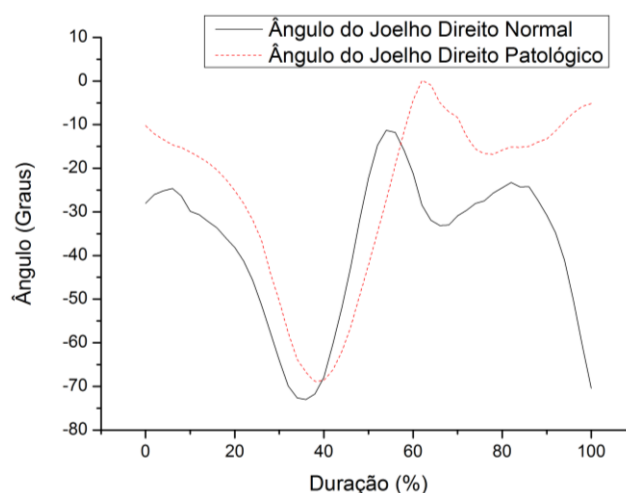


**Figura 56** – Representação do ângulo Articular do joelho direito da criança normal e patológica da tarefa de repouso sem patins retirado da cinemática inversa do “OpenSim”.

O ângulo articular da tarefa de repouso sem patins (Figura 56), da criança patológica exhibe, uma variação na amplitude bastante acentuada, com o início aos 25% de duração da tarefa, correspondente ao instante do apoio do pé direito na PF. A criança normal apesar de

apresentar uma variação significativa, aos 18% da tarefa, não tem uma variação tão acentuada no mesmo instante. Essa variação de valores coincide com a variação do pico na componente vertical da FRS e pouco atividade muscular dos músculos flexores e extensores. O pico surge no final da curva da criança normal e não representa qualquer tipo de variação mas sim uma falha de representação do marcador, sendo por isso desprezável.

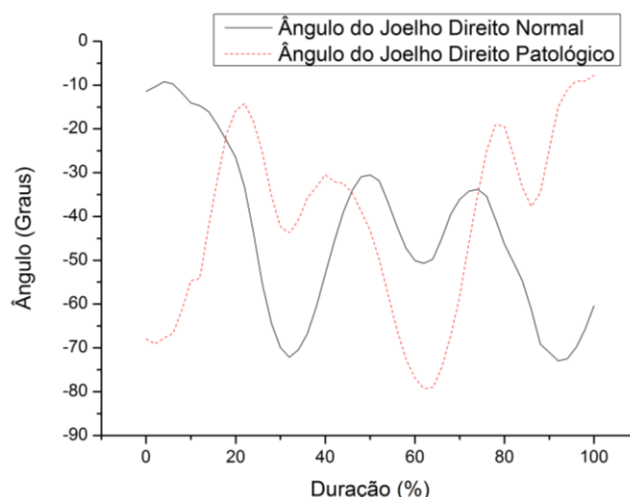
Esta variação acentuada da criança patológica pode dever-se a uma falta de estabilidade no momento do apoio do pé direito na PF.



**Figura 57** – Representação do ângulo Articular do joelho direito da criança normal e patológica do movimento de marcha retirado da cinemática inversa do “OpenSim”.

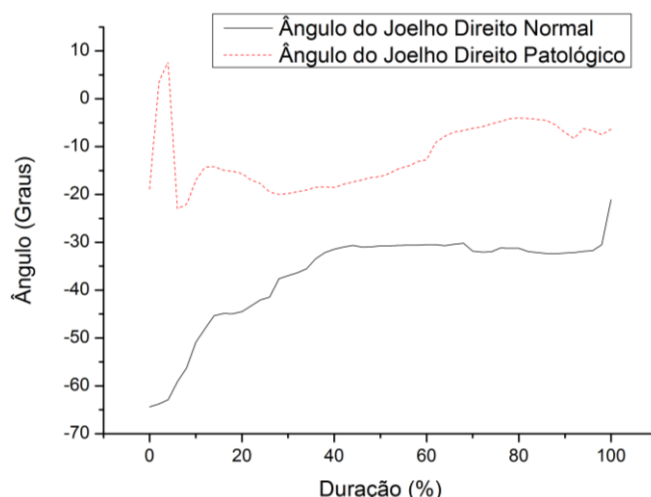
O ângulo articular referente à marcha (Figura 57), da criança patológica exhibe um pico de amplitude mais acentuado, aos 65% de duração da marcha, correspondente à fase de balanço enquanto a criança normal apresenta um pico de amplitude superior durante a fase de apoio, aos 38% de duração da marcha. Os picos apresentados revelam que durante o ciclo de marcha a criança normal exhibe um maior ângulo articular durante a extensão do joelho, enquanto a criança patológica obtém um maior ângulo durante a flexão do joelho. A criança patológica revela ainda uma grande capacidade de flexão visto que o valor máximo (absoluto) do seu ângulo articular é de 0°.

Na corrida, o ângulo articular da criança normal (Figura 58) é regular e de acordo com o comportamento e amplitude encontradas na literatura [148], enquanto a criança patológica exhibe várias oscilações sem apresentar um padrão de curva regular e nada semelhante ao da criança patológica.



**Figura 58** – Representação do ângulo Articular do joelho direito da criança normal e patológica do movimento de corrida retirado da cinemática inversa do “OpenSim”.

A curva da criança patológica apresenta um pico de amplitude, cerca de 65% de duração do seu ciclo de corrida, sendo este superior ao pico de amplitude apresentado pela criança normal, aos 30% do ciclo de corrida. Assim, a criança patológica têm um Ângulo articular de flexão e extensão da perna direita superior ao da criança normal, e um pouco desajustado com a literatura do joelho normal, podendo ser característico da patologia associada [148].

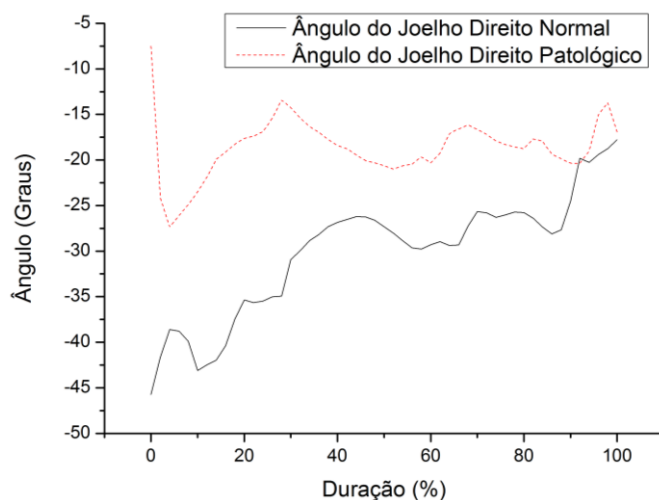


**Figura 59** – Representação do ângulo Articular do joelho direito da criança normal e patológica do movimento de deslizar do pé direito sobre as duas PF, com o pé esquerdo a deslizar paralelamente ao direito fora das PF, retirado da cinemática inversa do “OpenSim”.

Quando se observa o deslocamento do pé direito sobre as duas PF, movendo-se o pé esquerdo paralelamente ao direito fora das PF (Figura 59), o ângulo articular exibe uma variação inicial desprezável na criança patológica decorrente da falha na captura da trajetória de um dos marcadores. Observando os valores de cada uma das crianças podemos referir que

a criança normal apresenta, valores nos ângulos articulares superiores em módulo, revelando que nesta tarefa necessita fletir muito mais as pernas do que a criança patológica. O fato da criança patológica não fletir tanto as pernas indica um maior equilíbrio corporal devido à posição do seu centro de massa e menor ativação muscular, como pode ser confirmada nos gráficos da Figura 53.

Finalmente, e relativamente ao movimento com o pé esquerdo levantado (Figura 60), observa-se o ângulo articular da perna direita a exibir muitas variações de flexão e extensão. Como a perna direita permanece ereta, as variações no ângulo articular deveriam ser pequenas, o que não acontece em nenhuma das crianças. A criança normal exibe um aumentando do seu ângulo ao longo do movimento, nunca conseguindo ter o joelho numa posição ereta estática. A criança patológica por sua vez, exibe um valor mais constante, apesar de se ter verificado um ligeiro desequilíbrio, visualizado no pico de amplitude, entre os 10% e 40% de duração da sua tarefa. É nesse momento é que a criança patológica tem uma atividade muscular intensa, revelando que os constantes desequilíbrios posturais provenientes do hóquei patins podem ativar intensamente os seus músculos. Quanto maior a intensidade de ativação muscular, maior pode ser a hipertrofia muscular e a diminuição da flexibilidade, causando desequilíbrios entre a musculatura agonista e antagonista, favorecendo a instalação de alterações posturais [63].



**Figura 60** – Representação do ângulo Articular do joelho direito da criança normal e patológica do movimento com patins, com o pé esquerdo levantado e o pé direito a deslizar em cima das PF, retirado da cinemática inversa do “OpenSim”.

### 6.3 Coeficientes de variação

Avaliou-se a variabilidade entre a criança normal e a criança patológica das grandezas estudadas e representadas graficamente, (à exceção dos gráficos da posição no espaço (Figura 38, a Figura 39, a Figura 40 e Figura 41)), utilizando a rotina “*Bionica*” [78], que permitiu calcular o coeficiente de variabilidade (CV), segundo a equação matemática apresentada por Winter [167]:

$$CV = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sigma_i^2}}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |X_i|} \quad (4)$$

Os resultados do cálculo do CV de cada gráfico estão representados na Tabela 4. Não existem estudos realizados, no âmbito do hóquei em patins e da patologia dos joelhos valgos, que nos permitam comparar os valores do CV com valores de referência. Os valores do CV acima de 100% apresentados (Tabela 4), ocorrem quando existe inversão de fase nas curvas dos respetivos gráficos.

**Tabela 4** – Resumo dos resultados do cálculo do CV.

	Repouso sem patins	Repouso com patins	Normal com e sem Patins	Patológica com e sem patins	Marcha	Corrida	Dois pés paralelos	Pé esquerdo levantado e pé direito a deslizar
FRS Médio- Lateral PF1	33,4%	72%	101,7%	108,3%	155,8%	42,6%	59,8%	305,4%
FRS Antero- posterior PF1	145,4%	206,1%	120,5%	174,1%	245,2%	111,5%	497,7%	87%
FRS Vertical PF1	24,2%	30,3%	12,5%	32,9%	70,2%	45,4%	13,7%	10,7%
FRS Médio- Lateral PF2	-----	-----	-----	-----	503,5%	42,8%	417,6%	255,2%
FRS Antero- posterior PF2	-----	-----	-----	-----	122,7%	58,5%	647,7%	111,1%
FRS Vertical PF2	-----	-----	-----	-----	68,2%	35,6%	28%	14,3%
EMG GM	49,4%	88,4%	73,8%	57%	124,8%	31,7%	35,7%	79,5%
EMG RF	35,5%	62,8%	58,9%	29,3%	55%	99,6%	34,9%	43,4%
EMG VM	26,7%	44,7%	53,2%	36,4%	64,5%	72%	49,6%	42,6%
EMG VL	30,1%	47,2%	36%	33,6%	63,8%	86,4%	43%	55,1%
EMG BF	15,9%	69%	58,9%	50,9%	46,7%	56,1%	48,9%	45,5%
EMG ST	31,3%	76,4%	82,3%	43,7%	61,5%	89,4%	95,5%	59,6%
EMG TFL	21%	78,7%	80,3%	51,8%	54,9%	128,9%	76,4%	58,3%
EMG GL	82,6%	54,3%	60,1%	81%	101,4%	41,7%	68,1%	31,1%
Ângulo ("OpenSim")	62,9%	-----	-----	-----	45,9%	56,4%	79,5%	38,7%

Os resultados apresentados do CV das componentes da FRS, do sinal de EMG e do ângulo articular mostram-nos que existe uma grande variabilidade inter-indivíduo, em cada uma das tarefas, constatando o que foi discutido anteriormente para cada um dos gráficos.

## 7. Conclusões

Neste trabalho, através da comparação feita pela representação das componentes da FRS e da atividade muscular e dos ângulos articulares das duas crianças, procurou-se dar resposta ao objetivos propostos para a realização do mesmo, concluindo-se que existem diferenças que estão de acordo com o facto de umas das crianças ser normal e a outra apresentar joelhos valgos. O facto de não existirem estudos semelhantes, não permite correlacionar os dados do presente estudo com resultados de outros autores.

A representação no repouso da posição da FRS de ambas as crianças permite concluir que a criança normal tem uma distribuição da FRS mais aproximado do padrão de apoio normal enquanto a criança patológica tem um apoio mais próximo do pé valgo, como seria de esperar. Ainda durante o repouso, observou-se uma constante oscilação da componente vertical da FRS e pouca atividade muscular da criança patológica no momento do apoio inicial e final, comparativamente à criança normal, indicando que existe uma instabilidade articular nesses dois instantes.

Na análise do movimento de marcha, concluiu-se que o padrão das curvas das componentes da FRS de ambas as crianças é semelhante, embora se observe diferenças significativas nos valores de intensidade principalmente no momento inicial do apoio do calcanhar do pé direito no solo. Na comparação da atividade muscular das duas crianças durante a marcha, observou-se diferença nos valores máximos de ativação muscular, concluindo que a criança patológica tem maior capacidade de recrutamento nos músculos RF, ST e GL e a criança normal tem uma maior capacidade de recrutamento nos músculos GM, VL, BF e TFL. Ao longo do seu ciclo, observando as suas curvas, concluiu-se que os valores máximos de ativação muscular são atingidos em diferentes instantes. A criança normal atinge a sua atividade máxima após o contacto do calcanhar com o solo para o músculo TFL, na fase de balanço para os músculos GM e VL e no instante do impulso dos dedos do pé contra o solo para o músculo BF, enquanto a criança patológica atinge a sua atividade máxima após o contacto do calcanhar com o solo para o músculo RF e no instante do impulso dos dedos do pé contra o solo para os músculos ST e GL. Estas conclusões levam-nos a acreditar que músculos que apresentam menor atividade muscular por parte da criança patológica poderão ser os que requerem maior exercício muscular no tratamento da patologia.

Na corrida, verificou-se que o valor da velocidade influencia as componentes de FRS vertical e antero-posterior, ou seja, quanto maior a velocidade maior será o impacto no solo e

consequentemente na articulação do joelho, podendo piorar o ângulo do joelho valgo. A atividade muscular durante a corrida apresenta valores superiores na fase de balanço relativamente à fase de apoio, mostrando-se incoerentes com o ciclo de corrida, concluindo-se que poderá existir uma restrição articular do joelho provocada pela patologia dos joelhos valgos que ativa certos músculos durante a fase de balanço.

Segundo a análise dos resultados da componente médio-lateral e antero-posterior conclui-se que, no movimento de deslizar do pé direito sobre as duas PF, com o pé esquerdo a deslizar paralelamente ao direito, ambas as crianças têm formas diferentes de posicionar o patim e o corpo para manter o seu equilíbrio, colocando a criança normal o patim mais medial inclinando o seu corpo para trás, enquanto a criança patológica, inicialmente coloca o patim numa posição medial mudando para uma posição lateral com a inclinação do seu corpo para a frente.

Durante a análise da componente médio-lateral e antero-posterior do movimento de deslizar do pé direito e o pé esquerdo levantado, conclui-se que a criança normal apresenta um maior equilíbrio antero-posterior, mantendo o corpo menos inclinado para a frente, colocando o patim numa posição lateral, enquanto a criança patológica apresenta uma maior inclinação do corpo para a frente, colocando o patim numa posição medial.

As diferenças que existem nos dois movimentos de deslizar centram-se na estabilidade da componente vertical da FRS e na estabilidade da atividade muscular de ambas as crianças. As diferenças apresentadas na componente vertical no movimento de deslizar com os dois pés apoiados mostram que a criança normal tem uma oscilação vertical menor enquanto no movimento de deslizar do pé direito com o pé esquerdo levantado, as diferenças observadas entre as crianças são praticamente desprezáveis. Assim, apesar da criança patológica mostrar uma oscilação da componente vertical maior, esta apresenta maior estabilidade na atividade muscular no movimento de deslizar com os dois pés apoiados, enquanto a criança normal exibiu maior estabilidade na atividade muscular o movimento de deslizar do pé direito com o pé esquerdo levantado. Isto significa que a estabilidade dos joelhos valgos melhora quando os patins deslizam paralelamente.

As diferenças observadas nos ângulos articulares de ambas as crianças, mostram que a criança patológica, de uma forma geral, apresenta um maior ângulo articular na execução das tarefas concluindo-se que possui uma maior instabilidade articular no joelho.

De uma forma geral, ambas as crianças sem patins exibem valores de ativação muscular constantes, observando-se uma redução desses valores mas um maior recrutamento muscular, devido às constantes oscilações observadas quando as crianças usam os patins. No entanto, com a utilização dos patins a criança normal exibe valores de ativação muscular



inferiores aos da criança patológica revelando que, durante a execução de cada tarefa, a patologia o poderá obrigar a recrutar com maior frequência os músculos envolvidos.

Assim, a utilização de patins pode trazer uma maior ativação muscular para a criança patológica, embora se verifique instabilidade articular. Apesar dessa instabilidade pode-se inferir que com a maior ativação muscular decorrente da utilização de patins tal como acontece na prática do hóquei em patins, pode trazer uma melhoria, a longo prazo, na estabilidade da articulação do joelho e na sustentação corporal, proporcionada pelo fortalecimento muscular.



## 8. Perspetivas Futuras

O estudo realizado no âmbito desta tese apresenta limitações decorrentes das condições experimentais de realização das medições, que devem ser melhoradas logo que possível, como seja, o fato de utilizar um número reduzido de câmaras para captura do movimento, influenciando a qualidade dos dados dos ângulos articulares e o facto de a amostra ser composta por apenas duas crianças.

Por isso, futuramente perspectiva-se a realização deste estudo com uma amostra normal e patológica maior, que permita comprovar de uma forma sustentável, as conclusões já inferidas neste estudo, de que a prática do hóquei patins contribui para uma melhoria, a longo prazo, da correção da patologia dos joelhos valgos. Na aquisição dos dados de captura de movimento pretende-se utilizar pelo menos 8 câmaras rápidas, obtendo-se menos falhas de marcadores, e dados de cinemática inversa mais fiáveis. Embora este estudo se tenha centrado em duas crianças do sexo masculino, sabe-se que a taxa de incidência dos joelhos dos joelhos valgos é mais frequente no sexo feminino [11], sendo futuramente interessante, alargar este estudo a crianças do sexo feminino.

Adicionalmente, e tendo em conta as vantagens de utilizar as simulações dinâmicas de movimento, pretende-se comparar a atividade muscular real com a atividade muscular das simulações efetuadas, através do “*OpenSim*”, validando a atividade muscular dos resultados simulados decorrentes das tarefas efetuadas.

Por fim, é necessário validar quantitativamente os resultados obtidos com profissionais de saúde desta área, para que futuramente aconselhem a prática deste desporto no tratamento da patologia do joelho valgo.



## Bibliografia

- [1] J. A. Oliveira, “Genu Valgum: um caso clínico,” dissertação inaugural, escola Médico-Cirúrgica do Porto, 1898.
- [2] L. Prata, “Patologia ortopédica infantil em Medicina Familiar,” *Rev Port Clin Geral*, 2009.
- [3] J. Cheng, P. Chang, S. Chiang e M. Hui, “Angular and rotational profile of the lower limb in 2,630 chinese children,” *J Pediatr Orthop*, 1991.
- [4] C. Heath e L. Staheli, “Normal limits of knee angle in white children- Genu varum and genu valgum,” *J Pediatr Orthop*, 1993.
- [5] B. Howorth, “Knock knees,” *Clin Orthop*, 1971.
- [6] T. Ming e R. Hensinger, “Angular and torsional deformities of the lower limbs in children,” *Clin Orthop*, 1983.
- [7] T. Kling, “Angular deformities of the lower limbs in children,” *Orthop Clin North Am*, 1987.
- [8] A. Morley, “Knock-knee in children,” *Br Med J*, 1957.
- [9] P. Salenius e E. Vankka, “The development of the tibiofemoral angle in children,” *J. Bone and Joint Surg.*, 1975.
- [10] J. Volpon, E. Abreu, G. Furchi e C. Nisiyama, “Estudo populacional do alinhamento do joelho no plano frontal durante o desenvolvimento,” *Rev Bras Ortop*, 1986.
- [11] M. C. Neves e J. L. Campagnolo, “Desvios axiais dos membros inferiores,” *Rev Port Clin Geral*, 2009.
- [12] R. N. Hensinger, “Angular Deformities of the Lower Limbs in Children,” *Iowa Orthop J.*, 1989.
- [13] V. Vaz e C. Vaz, “Introdução à patinagem sobre rodas,” documento não publicado do curso de treinadores de hóquei em patins, nível I da Federação Portuguesa de Patinagem (2001), 1986.
- [14] P. Rasch e R. Burke, *Kinesiology and applied anatomy: the science of human movement*, 6ª Edição ed., Philadelphia: Lea & Febiger, 1978.
- [15] J. Koning, G. G. e G. Schenau, “Coordination of leg muscles during speed skating,” *Journal*

*of Biomechanics*, vol. 24, pp. 137-147, 1991b.

- [16] D. Santos, J. Cardoso, V. A. Neumann e L. L. Loureiro, “Constituição anatómica do joelho e suas principais lesões”.
- [17] R. Seeley, T. D. Stephens e P. Tate, *Anatomia & Fisiologia*, 6ª Edição ed., Lusociência, 2005.
- [18] L. S. Lippert, “Cinesiologia Clínica para Fisioterapeutas,” 2003.
- [19] M. Nordin e V. H. Frankel, “Basic biomechanics musculoskeletal system,” Philadelphia: Lea & Febiger, 1989.
- [20] C. Fattini e J. Dângelo, *Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar*, 2ª edição. Ed. Atheneu ed., 2ª edição, Ed. Atheneu, 1998.
- [21] K. Moore e C. Frank, “Traumatic Knee Injuries,” *Clinical Practice of Sports Injury - Prevention and Care*. P.A.F.H. (eds) Renstrom, 1994.
- [22] A. T. Oliveira, M. Bruno, C. Flávia, R. Ivana, S. K. N., F. Vanessa e B. Jaqueline, “ANÁLISE CINESIOLÓGICA DE EXERCÍCIOS DE PILATES,” 2005.
- [23] T. Howe, “Functional Anatomy,” em *Science and Soccer*, Science and Soccer. Reilly, T. (ed). E & FN Spon, 1996.
- [24] J. Marzo e T. Wickiewicz, “Overuse Knee Injuries,” *Clinical Practice of Sports Injury - Prevention and Care*. P.A.F.H. (eds) Renstrom, 1994.
- [25] J. P. Gonçalves, “Lesões no Futebol — os desequilíbrios Musculares no aparecimento de lesões,” *Dissertação de Mestrado*, Porto, 2000.
- [26] CROB, “Anatomia do Joelho,” [Online]. Available: <http://www.crob.pt/index.php/informacaoaodoente/joelho/21-artrite-do-joelho.html>. [Acedido em 16 5 2011].
- [27] D. C. G. Rodrigues e R. V. Silva, “Fisiologia Articular do Membro Inferior,” 2003.
- [28] I. A. Kapandji, “Fisiologia Articular Volume 2,” São Paulo, Manole, 2001.
- [29] H. Hermens e B. Freriks, “Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles,” [Online]. Available: <http://www.seniam.org/>. [Acedido em 20 4 2011].
- [30] M. C. Neves e C. J. L., “Desvios axiais dos membros inferiores,” *Rev Port Clin Geral*, 2009.
- [31] V. Goldman e W. Green, “Advances in growth plate modulation for lower extremity malalignment (knock knees and bow legs),” *Current Opinion in Pediatrics*, 2010.

- [32] D. Jackson e L. Cozen, "Genu Valgum as a Complication of Proximal Tibial Metaphyseal Fractures in Children," *J. Bone and Joint Surg.*, 1971.
- [33] I. Degreef, P. Moens e G. Fabry, "Temporary epiphysiodesis with Blount stapling for treatment of idiopathic genua valga in children," *Acta Orthopædica Belgica*, vol. 69, 2003.
- [34] R. Fraser, D. Dickens e W. Cole, "Medial physeal stapling for primary and secondary genu valgum in late childhood and adolescence," *J Bone Joint Surg*, 1995.
- [35] C. Frantz, "Epiphyseal stapling : a comprehensive review," *Clin Orthop*, 1971.
- [36] P. Stevens, C. Editor e D. P. Grogan, "Genu Valgum, Pediatrics,," [Online]. Available: <http://emedicine.medscape.com/article/1259772-treatment>. [Acedido em 10 5 2011].
- [37] W. J. W. Sharrard, "Problems of Childhood: Knock knees and bow legs," *British Medical Journal*, 1976.
- [38] T. Cooke, J. Li e S. R.A., " Radiographic assessment of bony contributions to knee deformity," *Orthop Clin North Am*, 1994.
- [39] M. Coventry, " Upper tibial osteotomy for gonarthrosis. The evolution of the operation in the last 18 years and long term results," *Orthop Clin North Am*, 1979.
- [40] M. Coventry, "Upper tibial osteotomy for osteoarthritis," *J Bone Joint Surg Am*, 1985.
- [41] J. Jackson e W. Waugh, "The technique and complications of upper tibial osteotomy. A review of 226 operations.," *J Bone Joint Surg Br*, 1974.
- [42] D. Paley e K. Tetsworth, "Mechanical axis deviation of the lower limbs. Preoperative planning of multiapical frontal plane angular and bowing deformities of the femur and tibia.," *Clin Orthop Relat Res*, 1992.
- [43] J. Seabra, " Conceitos básicos de ortopedia infantil," 3ª ed. Coimbra: ASIC, 1997.
- [44] S. M. e P. A., "Manual Práctico para Residentes de Ortopedia," Editorial Carbel, Bogotá, 2004.
- [45] D. Bylski-Austrow, E. Wall e R. MP, "Growth plate forces in the adolescent human knee: a radiographic and mechanical study of epiphyseal staples," *Pediatr Orthop*, 2001.
- [46] P. A. Mesa e F. H. Yamhure, "Percutaneous hemiepiphysiodesis using transphyseal cannulated screws for genu valgum in adolescentes.," *J Child Orthop*, 2009.
- [47] P. Stevens, M. M., D. M.D. e R. A.J., " Physeal stapling for idiopathic genu valgum," *J Pediatr Orthop*, 1999.

- [48] R. Hsu, S. Himeno e C. M.B., “Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee,” *ClinOrthop Relat Res*, 1990.
- [49] J. Moreland, L. Bassett e G. Hunker, “Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity,” *J Bone Joint Surg Am*, 1987.
- [50] D. Paley, “Principles of deformity correction,” New York: Springer, 2003.
- [51] T. D. V. Cooke, E. A. Sled e R. A. Scudamore, “Frontal plane knee alignment: a call for standardized measurement,” *J Rheumatol*, 2007.
- [52] A. Kaspiris, T. B. Grivas e E. Vasiliadis, “Physiological alignment of the lower limbs changes during childhood. A clinical Study in South-West Greece.,” *Advances in Biomedical Research, Proceedings*, 2010.
- [53] J. H. Yoo, I. H. Choi, T.-J. Cho, C. Y. Chung e W. J. Yoo, “Development of Tibiofemoral Angle in Korean Children,” *J Korean Med Sci*, 2008.
- [54] W. P. Blount, “A mature look at epiphyseal stapling,” *Clin Orthop*, 1971.
- [55] G. Fabry, “Clinical practice: Static, axial, and rotational deformities of the lower extremities in children,” *Eur J Pediatr*, 2010.
- [56] S. A. Magalhães, “Desequilíbrio Estático: Joelho Geno Valgo na Obesidade Infantil,” *Monografia*, 2002.
- [57] R. Espandar, S. M. Mortazavi e T. Baghdadi, “Angular Deformities of the Lower Limb in Children,” *Asian Journal of Sports Medicine*, Vol 1 (No 1), 2010.
- [58] P. Stevens, “Guided growth for angular correction: a preliminary series using a tension band plate,” *J Pediatr Orthop*, 2007.
- [59] P. Editora, “Hóquei em patins,” Porto Editora, 2003-2011. [Online]. Available: [http://www.infopedia.pt/\\$hoquei-em-patins](http://www.infopedia.pt/$hoquei-em-patins). [Acedido em 22 8 2011].
- [60] F. d. P. d. Portugal, “Regulamento Geral do Hóquei em Patins,” *Federação de Patinagem de Portugal*, 24 8 2011. [Online]. Available: [http://fpp.pt/ficheiros/pdf/federacao/regulamentos/03-regulamento\\_hoquei\\_patins.pdf](http://fpp.pt/ficheiros/pdf/federacao/regulamentos/03-regulamento_hoquei_patins.pdf). [Acedido em 2 9 2011].
- [61] C. Z. P. Ribeiro, P. M. Akashi, I. C. Sacco e A. Pedrinelli, “Relação entre alterações posturais e lesões do aparelho locomotor em atletas de futebol de salão,” *Rev Bras Med Esporte-Vol. 9, Nº 2*, 2003.
- [62] E. J. Zechin, “BIOMECÂNICA DA PATINAÇÃO DE ATLETAS DE HÓQUEI SOBRE PATINS,” *Dissertação de Mestrado em Bioengenharia*, 2003.



- [63] P. Rasch e R. Burke, *Cinesiologia e anatomia aplicada*, 5ª Edição ed., Rio de Janeiro: Guanabara, 1987.
- [64] C. López, “Mi vida sobre ocho ruedas,” Argentina: Graff S.A., San Juan, 1997.
- [65] A. Grieco e A. Fortti, “Hockey sobre patines,” Argentina: LA GRULLA, Buenos Aires, 1998.
- [66] H. Fernandes, H. Costa e M. Moreira, “Avaliação Postural de jovens jogadores de Hóquei em Patins,” Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro.
- [67] P. Trindade, “Trindade, P. (1997). Patinagem nas escolas: da actividade curricular ao complemento curricular,” documento não publicado do curso de treinadores de hóquei em patins, nível I da Federação Portuguesa de Patinagem (2001), 1997.
- [68] M. Trew e T. Everett, *Human movement: an introductory text*, 4th ed., New York: Churchill Livingstone, 2001.
- [69] A. Capozzo, “Gait analysis methodology,” *Human Movement Science*, 3, 27-50, 1984.
- [70] M. Whittle, *Gait analysis an introduction.*, 4th ed., Oxford Boston: Butterworth Heinemann, 2007.
- [71] P. Desjardins e M. Gagnon, “A force platform for large human displacements,” *Medical Engineering & Physics*, 2001, pp. 143-146.
- [72] C. Dowzer, T. Reilly e N. Cable, “ Effects of deep and shallow water running on spinal shrinkage,” *Br J Sports Med*, pp. 32(1):44-8, 1998.
- [73] A. Amadio, S. Corrêa, W. Baumann e U. Glitsch, “Contribuição da Energia Mecânica dos Segmentos para a Análise Biomecânica da Locomoção Humana,” *Revista Brasileira de Engenharias Biomédica*, vol. 15, pp. 69- 78, 1999.
- [74] A. M. F. Barela e M. Duarte, “Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana,” *Brazilian Journal of Motor Behavior*, vol. 6, pp. 56-61, 2010.
- [75] D. Winter, “ Moments of force and mechanical power in jogging,” *J Biomech* , 1983.
- [76] D. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 4th Edition ed., John Wiley & Sons, 2005.
- [77] K. Masani, M. Kouzaki e T. Fukunaga, “Variability of ground reaction forces during treadmill walking,” *J Appl Physiol*, pp. 92:1885-1890, 2002.
- [78] M. Duarte, “ Bionica - A Matlab toolbox for data analysis in Biomechanics and motor control,” 2000.

- [79] D. Winter, "Human balance and posture control during standing and walking," *Gait & Posture*, vol. 3, pp. 193-214, 1995.
- [80] M. Whittle, "Clinical gait analysis: a review," *Human Movement Science*, pp. 369-387, 1996.
- [81] V. Zatsiorsky, "Kinematic of human motion," *Champaign: Human Kinetics*, 1998.
- [82] D. Winter, "Human balance and posture control during standing and walking," *Gait & Posture*, vol. 3, pp. 193-214, 1995.
- [83] C. Ghez, "Posture. In: Kandel E.R., Schwartz J.H., Jessell T.M, editors, Principles of neural science," 3 th ed., London: Prentice-Hall International, 1991.
- [84] D. Halliday, R. Resnick e J. Walker, "Equilibrium and Elasticity. Fundamentals of physics extended, with modern physics," 4th ed., John Wiley & Sons, 1993, pp. 354-356.
- [85] D. Nichols, "Balance Retraining After Stroke Using Force Platform Biofeedback," *Physical Therapy*, vol. 77, pp. 553-558, 1997.
- [86] A. Shummway-Cook e M. Woollacott, " Motor control: theory and practical applications," *Baltimore: Williams & Wilkins*, 1995.
- [87] F. Horak e C. .. Shupert, "The role of the vestibular system in postural control.," *Vestibular rehabilitation. New York: FA Davis*, pp. 22-46, 1994.
- [88] D. Winter, A. Patla e J. Frank, "Assessment of balance control in humans," *Medical Progress Through Technology , Boston*, vol. 16, pp. 31-51, 1990.
- [89] R. S. Whistance, L. P. Adams, B. A. Van Geems e R. S. Bridger, "Postural adaptations to workbench modifications in standing workers," *Ergonomics , Basingstoke*, vol. 38, pp. 2485-2503, 1995.
- [90] M. Duarte e S. M. S. F. Freitas, "Revision of posturography based on force plate for balance evaluation.," *Rev Bras Fisioter, São Carlos*, vol. 14, pp. 183-92, 2010.
- [91] E. Gurfinkel, "Physical foundations of stabilography," *Agressologie*, pp. 9-13, 1973.
- [92] S. Kumar e A. Mital, *Electromiography in ergonomics*, UK: Taylor & Francis, 1996.
- [93] P. Correia e P. Mil-Homens, *A electromiografia no estudo do movimento humano*, FMH Edições. Lisboa, Portugal., 2004.
- [94] C. J. De Luca, "The use of surface electromyography in biomechanics," *Journal of Applies Biomechanics, Human Kinetics Publishers, Inc*, vol. 13, pp. 135-163, 1997.
- [95] R. Merletti, A. Botter, A. Troiano, E. Merlo e M. A. Minetto, "Technology and

instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: State of the art," *Clinical Biomechanics*, vol. 24, p. 122–134, 2009.

- [96] J. G. Webster, *Medical instrumentation: application and design*, 3ª Edição ed., New York: John Wiley & Sons, 1998.
- [97] D. F. Stegeman e H. J. Hermens, *Standards for surface electromyography: the European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)"*, 1999.
- [98] K. Ollivier, P. Portero, O. Maïsetti e H. J., "Repeatability of surface EMG parameters at various isometric contraction levels and during fatigue using bipolar and Laplacian electrode configurations," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 15, p. 466–473, 2005.
- [99] D. Winter, "Biomechanics of Human Movement," *New York, J. Wiley Interscience Publication*, 1979.
- [100] J. Basmajian e C. De Luca, *Muscle alive: their functions revealed by electromyography.*, 5ª edição ed., Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.
- [101] G. Soderberg, "Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Setting: Expert Perspectives," *Department of Health and Human Services*, 1992.
- [102] K. S. Türker, "Electromyography: Some Methodological Problems and Issues," *Physical Therapy*, vol. 73, pp. 57-69, 1993.
- [103] R. Merletti, "Standards for reporting EMG data," *J. Electrom. Kinesiol*, vol. 7, 1997.
- [104] N. U. Inc., *Electrode Impedance Checker Manual*, 2004.
- [105] S. Roy, C. De Luca e J. Schneider, "Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates," *J Appl Physiol.*, vol. 61, pp. 1510-1517, 1986.
- [106] P. Konrad, *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*, Powered by: Noraxon INC. USA., 2005.
- [107] C. J. Payton e R. M. Bartlett, *Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise*, Routledge, 2008.
- [108] R. Merletti e P. Parker, *Electromyography: Physiology, Engineering and Non-invasive Applications*, John Wiley & Sons, 2004.
- [109] P. Correia, P. Santos e A. Veloso, *Electromiografia: Fundamentação Fisiológica. Métodos de Recolha e Processamento. Aplicações Cinesiológicas.*, Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana/Serviço de Edições - Universidade Técnica de Lisboa., 1993.

- [110] G. Robertson, J. Hamill, G. Caldwell, G. Kamen e S. Whittlesey, *Research Methods in Biomechanics*, United States: Human Kinetics, 2004.
- [111] Delsys, *Fundamental Concepts in Emg signal acquisition*, Delsys, 2003.
- [112] R. Ekstrom, G. Sodeberg e R. Donatelli, "Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface EMG analysis.," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 15, pp. 418-428, 2005.
- [113] A. Burden e R. Bartlett, "Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods," *Medical Engineering & Physics*, vol. 21, pp. 247-257, 1999.
- [114] A. Burdena, M. Trewb e V. Baltzopoulos, "Normalisation of gait EMGs: an examination," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 13, pp. 519-532, 2003.
- [115] F. Perales, "Human Motion Analysis & Synthesis using Computer Vision and Graphics Techniques - State of Art and Applications," *Computer Graphics and Vision Group, Universitat de les Illes Balears*, 2000.
- [116] G. Welch e E. Foxlin, "Motion Tracking Survey, Motion Tracking: No Silver Bullet, but a Respectable Arsenal," *IEEE Computer Graphics and Applications*, vol. 22, pp. 24-38, 2002.
- [117] C. Lu e N. Ferrier, "A Digital Video System for the Automated Measurement of Repetitive Joint Motion," *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 8, pp. 399-404, 2004.
- [118] V. Bogart, "Motion Analysis Technologies, Pediatric Gait 2000 - A new Millennium in Clinical Care and Motion Analysis Technology," pp. 166-172, 2000.
- [119] P. Figueroa, N. Leite e R. Barros, "A Flexible Software for Tracking of Markers used in Human Motion Analysis," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 72, pp. 155-165, 2003.
- [120] A. Cappozzo, F. Catani, U. D. Croce e A. Leardini, "Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination," *Clinical Biomechanics*, vol. 10, p. 171-178, 1995.
- [121] R. B. Davis III, S. Öunpuu, D. Tyburski e J. R. Gage, "A gait analysis data collection and reduction technique," *Human Movement Science*, vol. 10, p. 575-587, 1991.
- [122] C. Frigo, M. Rabuffetti, D. C. Kerrigan, L. C. Deming e A. Pedotti, "Functionally oriented and clinically feasible quantitative gait analysis method," *MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING AND COMPUTING*, vol. 36, pp. 179-185, 1998.

- [123] A. Cappozzo, F. Catani, A. Leardini, M. Benedetti e U. Croce, "Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts," *Clinical Biomechanics*, vol. 11, p. 90–100, 1996 .
- [124] A. Cappozzo, C. U. Della, A. Leardini e L. Chiari, "Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background.," *Gait & Posture* , vol. 21, pp. 186-96, 2005.
- [125] L. Chiari, C. U. Della, A. Leardini e A. Cappozzo, "Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 2: Instrumental errors," *Gait & Posture* , vol. 21, pp. 197-211, 2005.
- [126] J. Fullera, L.-J. Liua, M. Murphy e R. Mannb, "A comparison of lower-extremity skeletal kinematics measured using skin- and pin-mounted markers," *Human Movement Science*, Volume 16, Issues 2–3, April 1997, Pages 219–242.
- [127] A. Leardinia, L. Chiarib, U. D. Crocec e A. Cappozzod, "Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation," *Gait & Posture*, vol. 21, p. 212–225, 2005.
- [128] M. Sati, J. De Guise, S. Larouche e G. Drouin, "Quantitative assessment of skin-bone movement at the knee," *The Knee*, vol. 3, pp. 121-138, 1996.
- [129] S. Corazza, L. Mündermann, A. Chaudhari, T. Demattio, C. Cobelli e T. Andriacchi, "A Markerless Motion Capture System to Study Musculoskeletal Biomechanics: Visual Hull and Simulated Annealing Approach," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 34, p. 1019–1029, 2006.
- [130] R. G. Brown, C. E. Hann e J. G. Chase, "Vision-based 3D surface motion capture for the DIET breast cancer screening system," *International Journal of Computer Applications in Technology*, vol. 39, pp. 72 - 78, 2010.
- [131] Qualisys, "www.qualisys.com," [Online]. [Acedido em 11 Julho 2011].
- [132] L. Mündermann, S. Corazza e T. P. Andriacchi, "The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications," *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 15, 2006.
- [133] R. Fischer, "Motion capture and editing: Bridging principle and practice .," em *Motion capture process and systems.*, M. Jung, R. Fischer & M. Gleicher, 2002.
- [134] R. Begg, *Computational Intelligence for Movement Sciences: Neural Networks and Other Emerging Techniques*, Idea Group Publishing, 2006.
- [135] J. A. Delisa, *Gait Analysis in the Science of Rehabilitation*, American Printing House for the Blind, Inc., M. C. Migel Library, 1998.

- [136] D. Sutherland, "The evolution of clinical gait analysis: Part II Kinematics," *Gait & Posture*, vol. 16, pp. 159-179, 2002.
- [137] R. Baker, "Gait analysis methods in rehabilitation," *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 3, 2006.
- [138] D. Karlsson e R. Tranberg, "On skin movement artifact-resonant frequencies of skin markers attached to the leg," *Human Movement Science*, vol. 18, p. 627–635, 1999.
- [139] C-Motion, "www.c-motion.com," [Online]. [Acedido em 13 Fevereiro 2011.].
- [140] C. Reinschmidt, A. J. van Den Bogert, B. M. Nigg, A. Lundberg e N. Murphy, "Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running," *Journal of Biomechanics*, vol. 30, pp. 729-732, 1997.
- [141] I. McClay e K. Manal, "Three-dimensional kinetic analysis of running: significance of secondary planes of motion," *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 31, pp. 1629-1637, 1999.
- [142] K. Manal, I. McClay, S. Stanhope, J. Richards e B. Galinat, "Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study," *Gait & Posture*, vol. 11, pp. 38-45, 2000.
- [143] C. Angeloni, A. Cappozzo, F. Catani e A. Leardini, "Quantification of relative displacement of skin- and plate-mounted markers with respect to bones," *Journal of Biomechanics*, vol. 26, p. 864, 1993.
- [144] KARPE, "[http://karpe.kaist.ac.kr/?page\\_id=154](http://karpe.kaist.ac.kr/?page_id=154)," [Online]. [Acedido em 11 Fevereiro 2012].
- [145] F. Anderson, E. Guendelman, A. Habib, S. Hamner, K. Holzbaaur, C. John, J. Ku, M. Liu, P. Loan, J. Reinbolt, A. Seth e S. Delp, "<https://simtk.org/home/opensim>," OpenSim User's Guide. Release 2.4 September. [Online]. [Acedido em 15 Julho 2011].
- [146] S. L. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C. T. John, E. Guendelman e D. G. Thelen, "OpenSim: Open-source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement," 2007.
- [147] N. Magnenat-Thalmann, "Modelling the Physiological Human: Second 3D Physiological Human Workshop," *3DPH*, 2009.
- [148] S. R. Hamner, A. Seth e S. L. Delp, "Muscle contributions to propulsion and support during running," *Journal of Biomechanics*, vol. 43, p. 2709–2716, 2010.
- [149] N. Petrone, F. Panizzolo, D. Tregnaghi e G. Marcolin, "Musculoskeletal modeling of isokinetic flexio-extension of the knee: Validation by collection of EMG signals".

- [150] D. G. Thelen e F. C. Anderson, "Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data," *Journal of Biomechanics*, p. 1107 – 1115, 2006.
- [151] Z. Bejek, R. Paróczai, A. Illyés e R. Kiss, "The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis," *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 14, pp. 612-622, 2006.
- [152] B. Corporation., "Bertec Force Plate," [Online]. Available: <http://www.bertec.com>. [Acedido em 20 6 2011].
- [153] Plux, "Plux," [Online]. Available: <http://www.plux.info/>. [Acedido em 10 Agosto 2011].
- [154] R. James, A. Herman, S. Dufek e T. Bates, "Number of trials necessary to achieve performance stability of selected ground reaction force variables during landing," *Journal of Sports Science and Medicine*, vol. 6, pp. 126-134, 2007.
- [155] K. Masani, M. Kousaki e T. Fukunaga, "Variability of Ground Reaction Forces during Treadmill Walking," *Journal of Applied Physiology*, vol. 92, pp. 1885-1890, 2002.
- [156] M. Henriksen, T. Alkjaer, E. B. Simonsen e H. Bliddal, "Experimental muscle pain during a forward lunge--the effects on knee joint dynamics and electromyographic activity," *Br J Sports Med*, vol. 43, pp. 503-507, 2009.
- [157] C. Vaughan, B. Davis e J. C. O'Connor, *Dynamics of Human Gait*, 2nd edition ed., South Africa: Kiboho Publishers, 1999.
- [158] R. Bartlett, *Introduction to Sports Biomechanics: Analysing Human Movement Patterns*, Routledge, 2007.
- [159] V. Medved, *Measurement of HUMAN LOCOMOTION*, CRC Press, 2001.
- [160] J. Perry, *ANALYSIS Normal and Pathological Function*, SLACK, 1992.
- [161] J. Hamill e K. Knutzen, *Biomechanical Basis of Human Movement*, 3rd edition ed., Lippincott Williams & Wilkins, 2003.
- [162] B. Nigg e W. Herzog, *Biomechanics of the Musculo-skeletal System*, 3rd Edition ed., New Jersey: Wiley, 2007.
- [163] D. Meglan e F. Todd, "Kinetics of human locomotion.," em *In J. Rose; J. G. Gamble (Eds.), Human walking*, 2nd edition ed., Baltimore: Williams & Wilkins, 1994, pp. 73-99.
- [164] T. Inman, H. Ralston e F. Todd, *Human walking*, Baltimore: Williams & Wilkins., 1981.
- [165] R. Cross, "Standing, walking, running and jumping on a force plate," *American Journal of*

---

*Physics*, vol. 67, pp. 304-309, 1998.

- [166] S. Dugan e K. Bhat, "Biomechanics and Analysis of Running Gait," *Phys Med Rehabil Clin N Am*, vol. 16, pp. 603-21, 2005.
- [167] D. Winter, *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*, 2nd edition ed., University of Waterloo Press: Waterloo, 1991.
- [168] M. H. M. Reaz e F. Mohd-Yasin, "Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications," *Biological Procedures Online*, vol. 8, pp. 11-35, 2006.
- [169] F. Tan, *EMG Secrets*, Philadelphia, PA: Hanley & Belfus, 2003.
- [170] T. T. Ltd, *The Basics of Surface Electromyography Applied to Physical Rehabilitation and Biomechanics*, Montreal, Canada. .
- [171] J. Hicks, "<http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/About+OpenSim>," OpenSim. [Online]. [Acedido em 30 Julho 2011].
- [172] D. Farina, R. Merletti e R. M. Enoka, "The extraction of neural strategies from the surface EMG," *Journal of Applied Physiology*, vol. 96, pp. 1486-1495, 2004.
- [173] [Online]. Available: <http://papodehomem.com.br/orientacoes-sobre-o-alinhamento-normal-e-deformidades-das-pernas-de-criancas/>. [Acedido em 15 Julho 2011].



## Anexo A

### Formas de Interferências que afetam o sinal

O sinal de EMG requer particular atenção por parte de quem o estuda. É um sinal bioelétrico de baixa amplitude e como tal muito vulnerável a conter sinais não desejáveis e que influenciam e prejudicam a sua análise. Esses sinais indesejáveis podem surgir de diversas fontes que podem ser recolhidas e amplificadas com o sinal EMG [106] [168].

Essas fontes são provenientes de artefactos mecânicos, radiação eletromagnética, contaminação do sinal EMG com o sinal do eletrocardiograma (ECG) e com os músculos vizinhos ativados durante a estimulação (*“Crosstalk”*). Cada um desses sinais não desejáveis, conhecidos como interferências, tem características próprias que são necessárias reconhecer para que, seja à priori na fase de recolha seja à posteriori na fase de processamento, a sua eliminação seja possível [93].

Os artefactos mecânicos são a uma forma de interferência proveniente principalmente de movimentos mais amplos e rápidos, dependendo da complexidade das tarefas que se pretende avaliar. Estas interferências são alterações de baixa frequência na linha de base, devido ao movimento dos cabos de ligação e da interface do eléctrodo e a pele. Sendo os artefactos de movimento interferências de baixa frequência, não excedendo normalmente os 10-20 Hz, é possível remover a maior parte dessas interferências com um filtro passa-alto [107] [99].

Todos os equipamentos eletrónicos produzem ruído. Este ruído pode ser reduzido de acordo com a qualidade do material, quanto maior a qualidade menor o ruído introduzido. A radiação eletromagnética é a fonte de ruído ambiente, provenientes da rede elétrica ou de aparelhos vizinhos próximas do paciente, podendo atingir amplitudes de uma a três vezes superiores ao sinal EMG, com uma frequência de 50 HZ. É gerada por equipamentos como exemplo do micro-ondas, televisão e rádio. A superfície do corpo humano é atingida por estas radiações que interferem diretamente com os componentes eletrónicos do aparelho de EMG. Estas frequências são fáceis de detetar mas difíceis de eliminar por filtragem, já que a sua frequência característica cai precisamente numa parte do espectro onde o sinal mioelétrico é muito rico. A utilização de amplificadores de instrumentação e filtros apropriados podem reduzir, mas não eliminar, essas interferências provenientes dessas fontes de sinal [107] [168].

Quando os eléctrodos são colocados em músculos próximos do coração, pode ocorrer o registo simultâneo de ECG, produzindo uma interferência no sinal EMG com frequências em

torno dos 15 Hz que podem ir até aos 100 Hz [93]. Este é um artefacto biológico, que muitas vezes não pode ser evitado, mas que pode ser reduzido por uma boa preparação da pele e pela colocação do eléctrodo de terra o mais longe possível do hemitórax esquerdo [93]. No presente estudo este tipo de interferência não se aplica visto que todos os eléctrodos foram colocados nos membros inferiores.

O sinal gerado pelos músculos vizinhos, ativados durante a aquisição do sinal EMG, interfere com o sinal do músculo pretendido. Este fenómeno é denominado de “*crosstalk*”. Poderá ser reduzido com uma boa configuração, posicionamento dos eléctrodos e o uso de eléctrodos de elevada qualidade. Este ruído pode atingir 17% do sinal adquirido, mas a literatura indica que não se trata de um problema tão sério quanto o se pensava, embora deva ser reduzido o máximo possível [107] [168].

## Anexo B



POLITÉCNICO  
DO PORTO

## Avaliação do historial clínico da criança com joelhos Valgos

Nome Completo: _____		
Data de nascimento: ____/____/____	Altura: _____(metros)	Peso: _____ (Kg)
Sexo:      Feminino <input type="checkbox"/>	Masculino <input type="checkbox"/>	
Nome do pai/mãe: _____		Telemóvel: _____
Morada: _____	Localidade: _____	
Concelho: _____		

### QUESTIONÁRIO

1. Já teve alguma lesão ou intervenção cirúrgica a nível dos joelhos? Sim ☐ Não ☐

Se sim, qual? \_\_\_\_\_

2. Tem joelhos valgos? Sim ☐ Não ☐

Se sim, com que idade foi detectado e qual o seu ângulo de desvio em Valgo? \_\_\_\_\_

3. Algum dos teus pais tem joelhos valgos? Sim ☐ Não ☐

Se sim, qual deles? \_\_\_\_\_

4. Existem na família mais casos dessa patologia? Sim ☐ Não ☐

Se sim, qual o grau de parentesco? \_\_\_\_\_

5. Tem dores a nível do joelhos e tornozelos? Sim ☐ Não ☐

Se sim, em que circunstâncias:

a) A caminhar? Sim ☐ Não ☐

b) A correr? Sim ☐ Não ☐

c) Outra actividade: \_\_\_\_\_

**6. Já foi alguma consulta de ortopedia? Está a ser seguido por algum médico?**

---

---

**7. Qual o motivo que levou a praticar hóquei em patins?**

Gosto pela modalidade Sim ☐ Não ☐

O médico ortopedista é que aconselhou Sim ☐ Não ☐

Outro motivo, qual? \_\_\_\_\_

**8. Há quanto tempo Pratica hóquei?**

---

**9. Tem dores a nível dos joelhos durante a prática do hóquei em patins? Sim ☐ Não ☐**

**10. Após o treino ou jogo de hóquei patins sente algum tipo de dor a nível do joelho ou tornozelo? Sim ☐ Não ☐**

Se sim, que tipo de dores sente? \_\_\_\_\_

**11. Algum tipo de movimento que tem mais dificuldade a realizar quando pratica hóquei (remate, corrida, travagem, andar para trás)?**

---

**12. Se Sente algum tipo de melhoria ao caminhar? Sim ☐ Não ☐**

Se sim, que tipo de melhoria? \_\_\_\_\_

**13. Usa algum tipo de sapato ortopédico? Sim ☐ Não ☐**

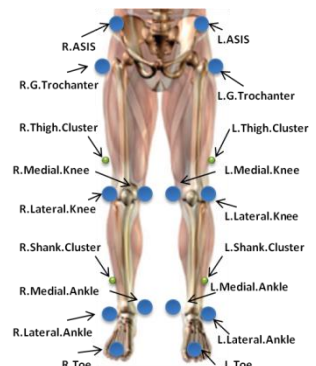
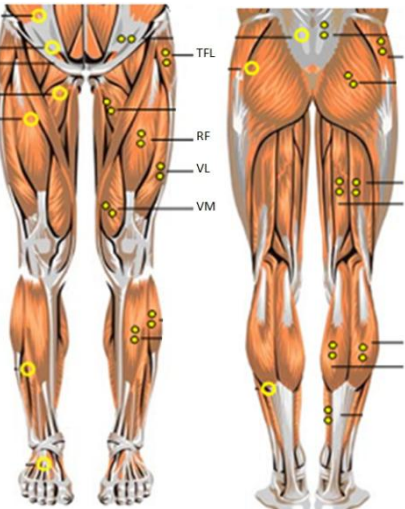
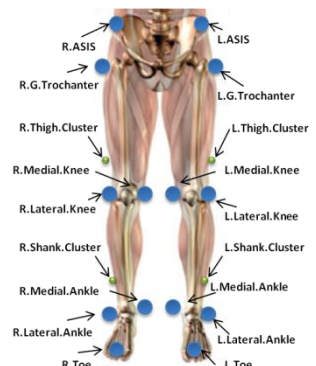
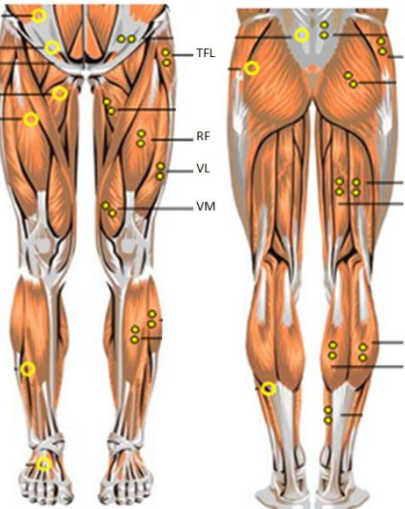
**14. Usa algum tipo de palmilhas? Sim ☐ Não ☐**

Data : \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

**Obrigado pela colaboração neste estudo!**

## Anexo C

**Tabela 5** – Número de marcadores, condições e objetivos dos ensaios da criança Normal e Patológica sem e com patins.

Criança Normal e com patologia	Condições de Ensaios	Objectivos dos movimentos	Nome do Ficheiro adquirido	Posição dos marcadores	Posição dos elétrodos
<b>Sem patins</b>	Colocação do pé direito em cima da PF e o pé esquerdo fora paralelamente, em repouso (1 min), com captura de movimento e Electromiografia.	Avaliar o equilíbrio da criança com e sem patologia. Avaliar a força de reação ao solo do pé direito, e a ativação muscular da perna direita.	Nome_sp_Repouso_direito	<p>12 Marcadores passivos nos Membros Inferiores:</p> 	<p>8 Elétrodos Bipolares ativos:</p> <p>Canal 1:                      Canal 4:</p> <p>Canal 2:                      Canal 5:</p> <p>Canal 3:                      Canal 3:</p> <p>Canal 4:                      Canal 3:</p> 
	Marcha com pé direito na PF1 e pé esquerdo na PF2, com captura de movimento e com Electromiografia;	Avaliar a diferença entre a marcha normal e marcha patológica e comparar com o padrão de marcha.	Nome_sp_marcha_direito		
	Corrida com pé direito na PF1 e pé esquerdo na PF2, com captura de movimento e com Electromiografia;	Avaliar a força de reação ao solo, a posição dos joelhos na corrida e a atividade muscular na corrida.	Nome_sp_corrida_direito		
<b>Com patins</b>	Colocação do pé direito em cima da PF e o pé esquerdo fora paralelamente, em repouso (1 min), com captura de movimento e Electromiografia.	Avaliar o balanço da criança normal e patológica. Avaliar a FRS e a atividade muscular da perna direita.	Nome_cp_repouso_direito		<p>8 Elétrodos Bipolares ativos:</p> <p>Canal 1:                      Canal 4:</p> <p>Canal 2:                      Canal 5:</p> <p>Canal 3:                      Canal 3:</p> <p>Canal 4:                      Canal 3:</p> 
	Deslizar do pé direito sobre as duas PF, com o pé esquerdo a deslizar paralelamente ao direito fora das PF.	Avaliar a diferença entre a marcha da criança com patologia da sem patologia e posterior comparar com o padrão de marcha. Avaliar a FRS e a atividade muscular da perna direita.	Nome_cp_passagem_direito		
	Deslizar do pé direito sobre as duas PF com o pé esquerdo levantado.	Avaliar as FRS, a posição dos joelhos na corrida e a atividade muscular da perna direita.	Nome_cp_levantado_direito		

